

Інститут проблем реєстрації інформації
Національна академія наук України

Національний технічний університет України
"Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського"
Міністерство освіти і науки України

Кваліфікаційна наукова праця
на правах рукопису

АНТОНОВ ЄВГЕН ЄВГЕНОВИЧ

УДК 004.94: 535.241

ДИСЕРТАЦІЯ

МЕТОДИ

**МАТЕМАТИЧНОГО МОДЕЛЮВАННЯ
МІКРОРЕЛЬЄФНИХ СПЕЦІАЛІЗОВАНИХ
СТРУКТУР ДЛЯ СВІТЛОПОВЕРТАННЯ
ТА РЕФРАКЦІЇ СВІТЛА**

Спеціальність 01.05.02 –
математичне моделювання та обчислювальні методи

Подається на здобуття наукового ступеня доктора технічних наук

Дисертація містить результати власних досліджень.
Використання ідей, результатів і текстів інших авторів
мають посилання на відповідне джерело

_____ Є.Є.Антонов

Науковий консультант

Петров Вячеслав Васильович
академік НАН України,
доктор технічних наук, професор

Київ – 2020

АНОТАЦІЯ

Антонов Є.Є. Методи математичного моделювання мікрорельєфних спеціалізованих структур для світлоповертання та рефракції світла. На правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня доктора технічних наук за спеціальністю 01.05.02 – математичне моделювання та обчислювальні методи. Робота виконана в Інституті проблем реєстрації інформації Національної академії наук України. Захист відбудеться у спеціалізованій вченій раді Д 26.002.02 при Національному технічному університеті України "Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського", Київ, 2020.

Метою дисертаційної роботи є розробка методів математичного моделювання оптичних параметрів мікропризмових світлоповертальних та рефракційних структур для підвищення ефективності спеціалізованих пристроїв формування світлових потоків, що є важливою науково-технічною проблемою.

В дисертаційній роботі аналізуються мікрорельєфні структури, які створені плоскими дзеркальними гранями і які можливо виготовити з необхідною оптичною якістю методами так званого "алмазного" різання. Такі мікрорельєфні та мікропризмові поверхні призначені, перш за все, для заломлення та відбиття променів світла, найчастіше – для видимого спектрального діапазону. Відомими прикладами застосування мікрорельєфних елементів є катафоти (світлоповертачі) для дорожнього господарства з мікрокубічною світлоповертальною поверхнею, а також мікропризми для офтальмологічних застосувань.

Існують і інші галузі використання спеціальних пристроїв з мікрорельєфними поверхнями, зокрема, для фокусування оптичних зображень та для гомогенізації променів світла.

Підвищення ефективності зазначених мікропризмових структур методами математичного моделювання їх оптичних характеристик є актуальною науково-технічною проблемою.

Світлоповертальні елементи широко використовуються у високорозвинених країнах, як важливий елемент підвищення безпеки дорожнього руху, тому створення вітчизняних вискоефективних мікрорельєфних світлоповертальних пристроїв є вельми важливою проблемою для дорожнього господарства країни. Оснащення автошляхів дорожніми знаками та орієнтуючими оптичними пристроями зі світлоповертальними елементами, дозволяє значно поліпшити умови керування автотранспортом в темну пору доби та за поганих погодних умов.

Іншою важливою галуззю застосування мікропризмових структур є офтальмологія – так звані мікропризми Френеля широко використовуються для діагностики стану органу зору та для лікування косоокості. Невирішеною проблемою є також вікова макулодистрофія, тобто ураження центральної частини сітківки ока – макули, у людей похилого віку. Така хвороба може успішно лікуватися мікропризмами, які спрямовують промені світла на неуразені частини сітківки ока людини.

Для лікування таких складних вад зору як у дітей, так і у дорослих, необхідні спеціальні окуляри які поєднують дію сферо-циліндричних лінз та призматичних заломлюючих елементів в широкому діапазоні оптичної сили кожного з зазначених компонентів. Для створення високоякісних офтальмологічних діагностичних мікропризм та терапевтичних призморефракційних окулярів на першому етапі необхідно моделювання їх оптичних характеристик.

Аналогічна ситуація з фокусуючими мікропризмовими структурами. Якість лінз Френеля, виготовлених методами фотолітографії та прямого лазерного запису, не дозволяє формувати високоякісні візуальні зображення. Тому необхідно моделювання та розрахунок параметрів фокусуючих

кільцевих структур з плоскими дзеркальними гранями, що забезпечують високу якість зображень і які можна формувати методом алмазного різання.

Для створення зазначених спеціалізованих мікроструктурованих поверхонь потрібний етап математичного моделювання характеристик таких структур зі створенням відповідних моделей для отримання необхідних оптичних параметрів: кроків, глибин та кутів мікрорельєфу.

Дисертація присвячена математичному моделюванню оптичних характеристик мікрорельєфних структур з плоскими дзеркальними гранями для рефракції та відбиття світлових променів, а також дослідженню параметрів створених за результатами виконаних розрахунків спеціалізованих рефракційних та світловідбивних структур. Розробка зазначеного нового наукового напрямку і склала основу дисертації.

Об'єктом дослідження є процес моделювання рефракції світла в мікрорельєфних структурах, сформованих плоскими дзеркальними гранями, які застосовуються при створення об'єктів нової техніки й нових технологій, зокрема спеціалізованих світлоповертальних та рефракційних мікропризмових пристроїв.

Предметом дослідження є саме математичні моделі мікрорельєфних об'єктів, оптичні характеристики мікропризмових світлоповертальних та рефракційних структур, вплив створених мікропризм на характеристики пройдених та відбитих світлових потоків.

Основні результати роботи викладено в 8 розділах дисертації. Дані про використання результатів дисертації наведено в Додатку А. Перелік наукових публікацій та отриманих патентів за матеріалами виконаних в дисертації досліджень, а також відомості про апробацію отриманих результатів на різних наукових форумах наведено в Додатку Б.

Зокрема, в розділі 1 дисертаційної роботи наведено детальні дані щодо сучасного стану розробок методів математичного моделювання мікрорельєфних світлоповертальних та мікропризмових рефракційних, а

також фокусуючих структур з плоскими дзеркальними гранями. Розглянуто відомі конструкції мікропризмових світлоповертачів для дорожнього господарства, оцінено існуючі рефракційні структури для заломлення променів, які використовуються в офтальмології для діагностики стану зору пацієнтів та лікування косоокості зору. Визначено основні напрямки необхідних досліджень для створення математичних моделей зазначених спеціалізованих мікрорельєфних структур, які застосовуються для формування світлових потоків.

В розділі 2 запропоновано геометрично-алгебраїчні моделі та методи розрахунку оптимальних за світлоповертанням симетричних та асиметричних світлоповертачів різних типів, розроблено конструкції катафотів з розширеною діаграмою світлоповертання та максимальною робочою поверхнею. Визначено вплив процесу металізації робочих поверхонь катафотів на процес відбиття променів світла. Проведено моделювання технологічного процесу формування мікропризмових світлоповертальних структур, при виготовленні їх методом алмазного різання, для створення катафотів з заданими характеристиками світлоповертання.

В розділі 3 побудовано математичну модель рефракційного мікропризмового елемента, який використовується в офтальмології для відхилення на необхідний кут променів світла. Виконано комплекс розрахунків параметрів жорстких мікропризмових елементів Френеля з оптимальними параметрами мікрорельєфу та максимальним світлопропусканням. Запропоновано модель структури та вперше розраховано оптичні характеристики симетричних оптичних компенсаторів, які складаються з двох однакових планарних мікропризм та забезпечують значно більшу точність при діагностуванні кутів косоокості. Розраховано параметри призм-сферо-циліндричних окулярів з мікропризмами.

В розділі 4 побудовано аналітичні моделі фокусуючих мікропризмових структур з плоскими дзеркальними гранями, які можна сформувати з

високою оптичною якістю методом алмазного різання, вперше виконано комплекс розрахунків оптичних параметрів таких мікропризм з постійним кроком рельєфу та з постійною глибиною рельєфу для створення високоякісних систем фокусування зображень та формування пристроїв для гомогенізації променів світла необхідної просторової структури.

В розділі 5 розвинуто метод контролю оптичної якості світлоповертальних та рефракційних мікропризмових поверхонь за дифракцією лазерного випромінювання на мікрорельєфі. Вперше виконано комплекс розрахунків оптичних параметрів відбитих та пройдених світлових потоків для контролю мікрорельєфу за дифракційною ефективністю променів для складних тришарових мікрорельєфних структур. Розроблено алгоритм розрахунків дифракційних характеристик мікрорельєфних поверхонь оптичних дисків та виконано комплекс розрахунків дифракційних ефективностей для мікрорельєфу оптичних дисків для різних структур поверхні дисків, в тому числі тришарових структур з фоторезистом та захисним шаром хрому на поверхні сапфірової підкладки оптичних дисків.

В розділі 6 розроблено новий метод досліджень впливу мікропризм на роздільну здатність зображень, які формуються за допомогою мікропризмових елементів. Розглянуто традиційні офтальмологічні методи вимірювання гостроти зору та запропоновано метод моделювання самого процесу вимірювання роздільної здатності зображень, який відрізняється значно більшою точністю вимірювань за рахунок електронної реєстрації параметрів тестових штрихових оптичних типів. Створено відповідний експериментальний стенд та досліджено вплив мікропризм на роздільну здатність та контраст зображень. Вперше отримано порівняльні характеристики зі зменшення роздільної здатності зображень при використанні мікропризм різних світових виробників.

В розділі 7 запропоновано математичні моделі для розгляду хроматичних явищ, які виникають при проходженні променів світла через мікропризмові структури. Розроблено метод моделювання впливу параметрів

мікрорельєфу на зону хроматизму, запропоновано метод використання кольорових світлофільтрів для зменшення зони хроматизму та отримано кількісні характеристики такого впливу для мікропризм.

В останньому розділі 8 на основі запропонованої математичної моделі мікропризм з подвійним рельєфом вперше розглянуто розроблений автором метод компенсації хроматичних явищ для мікропризм Френеля за допомогою рефракційно-дифракційних структур з подвійним мікрорельєфом, розроблено алгоритм розрахунків та проведено моделювання оптичних характеристик таких дифракційно-рефракційних структур для створення оптимальних ахроматичних мікропризм. Експериментально досліджено створені зразки ахроматизуючих мікропризм - дифракційних ґраток з малим кроком мікрорельєфу, які призначені для компенсації дисперсійного хроматизму рефракційних мікропризм дифракційним хроматизмом ґраток.

Результати дисертації склали наукову основу для створення цілого ряду практичних пристроїв для світлоповертання та рефракції променів, які сьогодні виготовляються та широко використовуються в офтальмології та дорожньому господарстві країни. Окрім того, виготовлені за розрахунками автора мікропризмові фокусуючі структури та мікрорельєфні дифузори світлових потоків використовуються рядом спеціальних підприємств для гомогенізації променів світла в системах слідкування за рухомими об'єктами замість кошовних закордонних аналогів.

Ключові слова: мікропризмовий світлоповертальний елемент, мікропризма Френеля, дифракція, хроматизм, кольорові світлофільтри, ахроматичний мікропризмовий елемент.

ABSTRACT

Antonov E.E. Methods for mathematical simulation of microrelief specialized structures for retroreflection and light refraction. The qualifying scientific work on the rights of the manuscript.

Theses for the scientific degree of Doctor for Technical Sciences on the speciality 01.05.02 – Mathematical Modeling and Computational Methods. The work was performed at the Institute for Information Recording of the National Academy of Sciences of Ukraine. The dissertation will be held at the specialized scientific council D 26.002.02 of the National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", Kyiv, 2020.

The purpose of the dissertation is the development of the methods for mathematical simulation of optical parameters of microprismatic retroreflective and refractive structures for the increasing efficiency of specialized optical devices for the formation of light fluxes, which is an important scientific and technical problem.

The dissertation analyzes microrelief structures that are created by the flat mirror faces and which can be manufactured with the required optical quality by the methods of so-called "diamond" cutting. Such microrelief and microprism surfaces are intended primarily for the refraction and reflection of light rays, most often for the visible spectral range. Known examples of microrelief structures are the cataphotes (retroreflectors) for autoroads with a microcubic retroreflective surface, as well as microprisms for ophthalmic applications.

There are other applications of the special devices with microrelief surfaces, in particular for focusing the optical images and for homogenizing the light rays.

Improving the efficiency of these microprism structures by the methods of mathematical simulation of their optical characteristics is an urgent scientific and technical problem.

Reflective elements are widely used in a highly developed countries as an important element of improving road safety, so the creation of high-performance domestic microrelief retroreflecting devices is a very important problem for the country's economy. Equipping the autoways with the road signs and orienting optical devices with retroreflecting elements, can significantly improve the conditions of driving in the dark and in bad weather.

Another important area of an application of microprism structures is the ophthalmology. Here so-called Fresnel microprisms are widely used for diagnosing the condition of the organ of vision and for strabismus treatment. One more unresolved problem is the age-related macular degeneration, that is, lesions of the central part of the retina – the macula, in the elderly. This disease can also be successfully treated with the microprisms that direct light rays to unaffected parts of the eye retina.

For the treatment of such complex vision defects for children and adults, special eye-glasses are required that combine the action of the spherical-cylindrical lenses and the prismatic refractive elements in the wide range of optical power of each of these components. In order to create high quality ophthalmic diagnostics microprisms and therapeutic prism refractive glasses, the simulation of their optical characteristics is necessary in the first stage.

The situation with the focusing microprism structures is the similar one. The quality of Fresnel lenses made by the photolithography or by the direct laser imaging does not allow for high-quality visual images. Therefore, it is necessary to calculate the parameters of the focusing ring structures with the flat mirror facets, which can produce the high-quality images and can be formed by the diamond cutting method.

The creation of these specialized microstructured surfaces requires a step of the mathematical simulation of the characteristics of such structures. The developing appropriate models is necessary to obtain the required optical microrelief parameters: steps, depths and angles.

The dissertation is devoted just to the development of the methods of mathematical simulation for the optical characteristics of the microrelief structures with the flat mirror facets for the refraction and reflection of the light rays and to the investigation of the parameters of the specialized reflective structures created according to the results of calculations. The development of this new direction of scientific researches forms the basis of dissertation theses.

The object of the study is the process of simulating the refraction of light in microrelief structures formed by the flat mirror facets, which are used in the creation of objects of new technology and new technologies, in particular for specialized retroreflective and refractive microprism devices.

The subject of research is the mathematical models of microrelief objects, optical characteristics of microprism retroreflective and refractive structures, influence of created microprisms on the optical characteristics of passed and reflected light fluxes.

The main results of the work are presented in 8 sections of the theses. Data on the use of the developments in the national economy are given in Annex A. The list of scientific publications and patents received from the materials of our researches, as well as the information on the validation of the obtained results at the scientific forums are given in Annex B.

In particular, Section 1 of the dissertation thesis presents the detailed data on the current state of the developing the methods of mathematical simulation for microrelief retroreflective and microprismatic refractive, as well as focusing structures with flat mirror facets. The known designs of the microprismatic retroreflectors for the road economy are considered. Existing refractive structures for refraction of rays are evaluated that are used in the ophthalmology for the diagnostics of patient's vision and treatment of strabismus. The basic directions of necessary scientific research are determined for creating the optimum microrelief structures for the formation of light fluxes.

Section 2 proposes the geometric models and the methods for calculating the optimum symmetric and asymmetric retroreflectors of different types. The design of the cataphotes is proposed with an extended diagram of the retroreflection and with the maximum effective working surface. The influence of the process of metallization of the cataphotes working surfaces on the process of reflection of light rays is determined. The modeling of technological process of forming microprismatic retroreflective structures by diamond cutting method for creation of cataphotes with necessary characteristics of retroreflection is carried out.

Section 3 proposes a mathematical modeling method and performs a complex calculation of parameters of rigid Fresnel microprismatic elements with the optimal microrelief parameters and with the maximum light transmission. Optimal optical characteristics of symmetric optical compensators, which consist of two planar microprisms and provide much greater accuracy in diagnosing strabismus, are calculated. The parameters of prism-sphere-cylindrical glasses with above microprisms are calculated.

Section 4 presents the developed models of focusing structures with the flat facets, the calculating algorithm is proposed and the parameters for image focusing microrelief were obtained for two cases – a constant relief pitch and a constant relief depth for different cases of microrelief illumination. Microprismatic structures are proposed to create the optical microrelief diffusers that are used for the homogenizing light beams.

Section 5 proposes the method of optical quality control of retroreflective and refractive microprismatic surfaces by the diffraction of laser radiation on the microrelief. For the first time, the calculations of optical parameters of reflected and transmitted light fluxes were performed for the control of microrelief by diffraction efficiency of rays for three-layer microrelief structures. An algorithm for calculating the diffraction characteristics of microrelief surfaces of optical disks was developed and a complex of calculations of diffraction efficiencies for microrelief of optical disks for various structures of the surface of the disks, including three-layer structures with a photoresist and a protective layer of chromium on the surface of the sapphire disc, was performed.

Section 6 considers the methods for investigating the microprism effect on the resolution of images that are formed by the microprismatic elements. Traditional ophthalmology methods for measuring visual acuity have been evaluated and a new method for simulating the resolution of images using electronic registration of the parameters of test stroke objects has been proposed. A

suitable experimental setup was created and the effect of microprism on the image resolution and the contrast was investigated. Comparative characteristics were obtained concerning the reducing the resolution of images when using microprisms of different world manufacturers.

Section 7 discusses the mathematical models for chromatic phenomena that occur when light is transmitted through microprismatic structures. The method of modeling the influence of microrelief parameters on the chromatism zone is developed, the method of using colored light filters to reduce the chromatism is proposed and the quantitative characteristics of such influence for microprisms of different prismatic strength are obtained.

In the last section 8, on the basis of the proposed mathematical model of double-relief microprisms, for the first time the method of compensation of chromatic phenomena for Fresnel microprisms with the help of refractive-diffraction structures with double microrelief is developed. The algorithm of calculations is developed and the optical characteristics of such diffraction-refractive structures are simulated to create optimal achromatic microprisms. The samples of achromatizing microprisms - diffraction gratings with a small pitch of the microrelief are experimentally investigated, which are intended to compensate for the dispersion chromatism of the refractive microprism by the diffraction chromatism of the grating.

The results of dissertation have formed the scientific basis for the creation of a number of practical devices for retroreflection and light refraction. Today they are manufactured and are widely used in the ophthalmology and in the road economy of the country. Moreover, the microprism focusing structures and the microrelief diffusers of light fluxes, made by the author's calculations, are used by a number of special enterprises to homogenize light rays in tracking systems for moving objects instead of expensive foreign analogues.

Keywords: microprismatic retroreflective element, Fresnel microprism, diffraction, chromatism, color filters, achromatic microprism element.

**Список публікацій за темою дисертаційної роботи /
The list of author's publications for dissertation theses.**

Безпосередньо за тематикою дисертаційної роботи опубліковано 62 наукові роботи, а саме: /

Directly for the subject of dissertation theses 62 scientific publications have been published:

Наукові публікації, в яких висвітлені основні наукові результати дисертації (24) /

The main scientific results of the dissertation theses were published in the next publications (24):

- монографії (2) / monographs (2):

1. Петров В.В., Антонов Е.Е., Крючин А.А., Шанойло С.М. Микропризмы в офтальмологии. – Киев, "Наукова думка", 2019, – 224 с., ISBN 978-9660-00-1639-2.

2. Antonov E.E., Kryuchyn A.A., Mingley Fu, Petrov V.V., Shahoilo S.M., Zichun Le. Micropisms: Optical Parameters and Monitoring. Kyiv, Arademperiodika, 2015, – 146 с, ISBN 978-966-360-284-4.

- статті в наукових фахових журналах України (15) /

- articles in Ukrainian professional journals (15):

3. Антонов Є.Є. Хроматизм і кольорові фільтри для мікропризм Френеля. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2019. Т.21, № 1. С.68–82.

4. Петров В.В., Антонов Є.Є., Крючин А.А., Шанойло С.М. Розробка та впровадження високоефективних кругових світлоповертальних елементів для автомагістралей та транспортних мереж м. Києва. *Наука і інновації*, 2018. Т.14, № 5. С.63–67.

5. Антонов Є.Є., Шиховець О.В. Дифракційний контроль мікрорельєфу оптичних дисків. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2016. Т.18, № 3. С.39–53.

6. Петров В.В., Антонов Е.Е., Крючин А.А., Шанойло С.М. Оптические характеристики традиционных эластичных и новых жестких микропризм Френеля. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2015. Т.17, № 1. С.3–15.

7. Антонов Є.Є. Дифракційна ґратка для зменшення зони хроматизму мікропризм. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2014. Т.16, № 2. С.14–27.

8. Антонов Є.Є., Панкратова А.В., Шиховець О.В. Оптичні властивості серії гальванічних матриць мікрорельєфних світлоповертальних структур. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2013. Т.15, № 4. С.41–50.

9 Антонов Є.Є. Роздільна здатність та призматична дія мікропризмових елементів Френеля. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2013. Т.15, №2. С.7–16.

10. Петров В.В., Антонов Є.Є., Крючин А.А., Токалін О.О., Шанойло С.М. Оптичні властивості здвоєних мікропризмових елементів. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2012. Т.14, № 4. С.7–17.

11. Антонов Є.Є. Алгоритм розрахунку параметрів кільцевих фокусуючих мікропризмових структур. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2012. Т.14, №2. С.38–47.

12. Петров В.В., Антонов Є.Є., Шанойло С.М., Лапчук А.С. Шляхи поліпшення оптичних характеристик мікропризмових структур. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2010, Т.12, №2. С.25–33.

13. Петров В.В., Антонов Є.Є., Шанойло С.М. Хроматизм світла, дифракція та гострота зору в мікропризмових лінзах Френеля. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2010. Т.12, №1, С.49–54.

14. Петров В.В., Сергиенко Н.М., Рыков С.А., Антонов Є.Є., Шанойло С.М., Шевколенко М.В. Технология изготовления и методика применения в офтальмологии микропризмных элементов Френеля. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2008. Т.10, № 3. С.5–17.

15. Антонов Е.Е., Шанойло С.М., Шиховец А.В., Минг Чжан, Кай Лю. Оптические характеристики световозвращающих элементов. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2008, Т.10, № 2. С.13–22.

16. Петров В.В., Крючин А.А., Шанойло С.М., Антонов Є.Є., Гранат О.І., Зенін В.М. Світлоповертання: проблеми та досягнення. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2008. Т.10, № 1. С.3–15.

17. Петров В.В., Шанойло С.М., Крючин А.А., Антонов Е.Е., Кравец В.Г. Моделирование свойств асимметричных световозвращающих элементов. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2007. Т.9. № 2, С.17–25.

- статті в закордонних фахових виданнях, які реферуються базою "Scopus"(5), в тому числі:

- articles in foreign professional journals referenced by the Scopus database (5), including:

- першого квартиля (Q1) (2) / the first quartile (Q1) (2):

18. Fu M.L., Antonov E., Manko D., Petrov V., Le C.W., Bo C.F., Zhang W., Wang S.N. Achromatic Refractive-Diffractive Double-Relief Microprisms. *Optics and Laser in Engineering*, 2020. V.126, # 105903. DOI: 10.1016/j.optlaseng.2019.105903 (Received 3 June 2019, Revised 2 October 2019, Accepted 13 October 2019, Available online 21 October 2019).

19. Fu Ming-lei, Antonov E.E., Hu Wei-jie, Le Zi-chun, Manko D.Y., Kryuchyn A.A., Petrov V.V., Shanoilo S.M. Investigation of optical characteristics of rigid protected and traditional elastic Fresnel microprisms using electronic method for measuring visual acuity. *Optics and Laser Technologies*, 2018. V.107, P.15–23. DOI: 10.1016/j.optlastec.2018.05.011.

- другого квартиля (Q2) (1) / the second quartile (Q2) (1):

20. Fu Minglei, Fan Tingchao, Lu Chunxiao, Zhang Wenqi, Antonov Eugene, Manko Dmytro. Light filters influence on the chromaticity for Fresnel microprisms. *Int. Journal for Light and Electron Optics (OPTIK)*, 2020. V.201, #163484. **DOI:** 10.1016/j.ijleo.2019.163484 (Received 24 June 2019, Accepted 26 September 2019, Available online 26 September 2019.).

- четвертого квартиля (Q4) (1) / the forth quartile (Q4) (1):

21. Fu Ming-lei, Antonov E.E., Hu Wei-jie, Le Zi-chun, Manko D.Y., Kryuchyn A.A., Petrov V.V. Design and Fabrication of Rigid Fresnel Prisms for Complex Treatment of Children Strabismus. *Acta Photonica Sinica*, 2017. V.46, N.11. P.1123003. **DOI:** 10.3788/gzxb20174611.1123003.

- реферується базою "Scopus"(1) /

- referenced by the Scopus database (1):

22. Petrov V., Kryuchyn A., Antonov E., Lapchuk A., Shanoylo S. Optical Phenomena in Microprism Diagnostic Set KK-42. *Proc. of SPIE*, 2011. V.8011, 80119A. **DOI:** 10.1117/12.900751.

- патенти України на винаходи (2) /

Ukrainian patents for inventions (2):

23. Петров В.В., Коростельов О.П., Смішко Г.П., Бріцький О.І., Шанойло С.М., Антонов Є.Є., Крючин А.А., Косяк І.М., Христин В.М. Спосіб виготовлення оптичного дифузора. Патент України № 120022, Бюл. № 17 від 10.09.2019 р.

24. Петров В.В., Антонов Є.Є., Крючин А.А., Шанойло С.М. Світлоповертальний елемент для дорожніх катафотів. Патент України, № 86995, Бюл. № 11, 10.06.2009 р.

Результати, викладені в дисертації, було апробовано на 27 наукових конференціях, в тому числі на 18 наукових форумах міжнародною участю /

The results shown in the theses were validated at the next 27 scientific conferences, including 18 scientific international forums:

25. Антонов Є.Є. Моделювання хроматизму для мікропризм. Тези наукової конференції ІПРІ НАН України, 2019, С.10–11.

26. Петров В.В., Антонов Є.Є., Крючин А.А., Шанойло С.М. Мікропризмові скельця Баголіні для офтальмології. Тези Межд. конф. 2-й Укр. Рефракційний пленер - 2018, 18.10.2018 р.

27. Петров В.В., Антонов Е.Е., Бутенко Л.В., Крючин А.А., Шанойло С.М. Високі оптичні технології діагностики та лікування косоокості. Межд. конф. по детской офтальмологии, Одесса, 23-24 мая 2018 г.

28. Антонов Є.Є. Вплив кольорових світлофільтрів на хроматизм та контрастність зображень. Тези наукової конференції ІПРІ НАН України, 2018, С.11–13.

29. Петров В.В., Антонов Е.Е., Бутенко Л.В., Крючин А.А., Шанойло С.М. Десятирічний досвід діагностики та лікування косоокості модифікованими мікропризмами Френеля. Тези Межд. конф. 1-й Укр. Рефракційний пленер-2017, 20.10.2017 р.

30. Антонов Є.Є. Вплив модифікованих мікропризм Френеля на контрастну чутливість органу зору. Тези наукової конференції ІПРІ НАН України, 2017, С.10–11.

31. Антонов Е.Е. Особенности дифракционного контроля микрорельефа оптических дисков. Тези наукової конференції ІПРІ НАН України, 2016, С.20–21.

32. Петров В.В., Антонов Є.Є., Крючин А.А., Шанойло С.М. Шляхи зменшення хроматизму мікропризм Френеля. Тези VI науково-практичної конф. "Медична реабілітація дітей з аномаліями рефракції", Львів, 19-20 червня 2015 р.

33. Антонов Є.Є. Гострота зору та роздільна здатність традиційних та нових жорстких мікропризм Френеля. Тези наук. конф. ІПРІ НАН України, 2015, С.33–34.

34. Petrov V.V., Antonov E.E., Kryuchyn A.A., Shanoilo S.M., Butenko L.V. 3D Training Apparatus and Binocular Vision Problem. 8th Int. Conf. WCIS-2014, Tashkent, Uzbekistan, 25-27 Nov.2014.

35. Петров В.В., Антонов Е.Е., Крючин А.А., Лапчук А.С., Шанойло С.М.. Ахроматическая микропризма для диагностики косоглазия. Тезисы XII Межд. конф. "Федоровские чтения -2014", Москва, 19-20 июня 2014 г.

36. Антонов Є.Є. Дифракційна ґратка для зменшення зони хроматизму мікропризм. Тези наук. конф. ІПРІ НАН України, 2014, С.17–18.

37. Петров В.В., Антонов Є.Є., Крючин А.А., Бутенко Л.В., Шанойло С.М. Мікропризмові пристрої для діагностики та корекції зору компенсаторними методами. Тези науково-практичної конф. "Новітня офтальмохірургія та сучасні можливості діагностики та лікування очної патології", Київ, 20-21 лист. 2013 р., С.255–256.

38. Петров В.В., Антонов Е.Е., Крючин А.А., Шанойло С.М. Микропризменные симметричные линейки для диагностики косоглазия. Тезисы XI Всероссийской конференции "Федоровские чтения-2013", Москва, 21-22 июня 2013 г.

39. Петров В.В., Антонов Е.Е., Шанойло С.М. Микропризменное устройство для точного измерения угла косоглазия. Тезисы конференции "Филатовские чтения-2013", Одесса, 23-24 мая 2013 г.

40. Петров В.В., Антонов Є.Є., Шанойло С.М., Бойчук І.М., Шевколенко М.В., Коробов К.В. Діагностичні лінійки мікропризмових симетричних компенсаторів косоокості. Тези доповідей 5 Міжн. конф. з дитячої офтальмології, Севастополь, 03-05 жовтня 2012 р.

41. Петров В.В., Антонов Е.Е., Шанойло С.М. Высокоточные микропризменные линейки для диагностики косоглазия. Тезисы XI Всероссийской конференции "Федоровские чтения-2012", Москва, 20-22 июня 2012 г.

42. Petrov V.V., Antonov E.E., Shanoilo S.M. Microprism Bar for Improving the Efficiency and Reliability of Strabismus Diagnostics. Тезисы 16 Афро-Азиатского Конгресса по Офтальмологии, Turkey, Istanbul, 13-16 June 2012.

43. Петров В.В., Антонов Е.Е., Крючин А.А., Шанойло С.М. Применение высоких технологий информатики для создания новых средств медицинской техники в офтальмологии. Труды конф. по информ. технологиям, Ташкент, 3-10 сент. 2011 г.

44. Петров В.В., Антонов Е.Е., Крючин А.А., Шанойло С.М., Бутенко Л.В. Жесткие микропризмы Френеля для диагностики и лечения косоглазия. Тезисы IX Всероссийской конференции "Федоровские чтения-2011", Москва, 22-24 июня 2011 г.

45. Петров В.В., Антонов Е.Е., Шанойло С.М. Микропризменные технологии в офтальмологии. Труды Межд. конф. "Наука, техника, инновационные технологии в эпоху Великого. Возрождения", Ашгабат, 10-12 июня 2011 г.

46. Антонов Є.Є. Оптичні характеристики симетричних світлоповертачів з довільним нахилом осі. Тези наукової конференції ІПРІ НАН України, 2011, С.18.

47. Петров В.В., Крючин А.А., Рыков С.А., Сергиенко Н.М., Антонов Є.Є., Шанойло С.М., Шевколенко М.В., Бутенко Л.В. О консервативном лечении косоглазия комбинированными жесткими линзами Френеля. Тезисы IX Съезда офтальмологов России, 16-18 июня 2010 г.

48. Антонов Є.Є. Гострота зору та хроматизм світла в мікропризмових елементах для офтальмології. Тези наукової конференції ІПРІ НАН України, 2010, С.8–9.

49. Петров В.В., Крючин А.А., Шанойло С.М., Антонов Е.Е., Брицкий А.И., Зенин В.Н. Микропризменные технологии в офтальмологии. Тезисы IV научно-практической Конференции детских офтальмологов Украины, Киев, 01-02 октября 2009 г.

50. Петров В.В., Антонов Е.Е., Крючин А.А., Шанойло С.М. О разработках микропризменных структур для офтальмологии Института проблем регистрации информации НАН Украины. Тезисы VIII Всероссийской конференции "Федоровские чтения-2009", Москва, 2009.

51. Антонов Е.Е. Моделирование и диагностика оптических характеристик микропризменных элементов. Тезисы научной конференции ИПРИ НАН Украины, 2008, С.16.

За результатами досліджень також опубліковано статті в інших наукових журналах України (2) /

According to the results of investigations the articles in other scientific journals of Ukraine are also published (2):

52. Риков С.О., Антонов Є.Є., Мелліна В.Б., Алєєва Н.М. Вплив модифікованих мікропризм Френеля на контрастну чутливість органу зору. *Архів офтальмології*, 2017. Т.5, № 1(7). С.44–50.

53. Петров В.В., Антонов Е.Е., Шанойло С.М. Микропризменный диагностический набор КК-42 – решение одной из проблем офтальмологии. *Журнал ОКО*, 2008, № 1. С.18–21.

За результатами досліджень, які включено до дисертації, також отримано 9 таких патентів України на корисні моделі /

According to the results of investigations for dissertation the next 9 Ukrainian patents for utility models also were obtained:

54. Петров В.В., Бріцький О.І., Шанойло С.М., Антонов Є.Є., Крючин А.А., Косяк І.В., Заворотний А.А., Білобров М.М., Лисянський М.М., Бараненкова В.П. Спосіб виготовлення оптичного дифузора. Патент України № 119707, Бюл. № 14 від 25.07.2019 р.

55. Петров В.В., Алєєва Н.М., Антонов Є.Є., Бутенко Л.В., Крючин А.А., Риков С.О., Сенякіна А.С., Шанойло С.М., Шевколенко М.В. Спосіб виготовлення скелець Баголіні. Патент України № 133832, Бюл. № 8 від 25.04.2019 р.

56. Петров В.В., Густелєв О.О., Осипов В.О., Шанойло С.М., Антонов Є.Є., Крючин А.А., Бараненкова В.П., Заболотний В.О., Зенін В.М. Мікропризмовий бордюрний світлоповертач. Патент України № 38690, Бюл. № 4 від 25.02.2019 р.

57. Петров В.В., Коростельов О.П., Смішко Г.П., Бріцький О.І., Шанойло С.М., Антонов Є.Є., Крючин А.А., Косяк І.М., Христин В.М. Спосіб виготовлення оптичного дифузора. Патент України № 132420, Бюл. № 4 від 25.02.2019 р.

58. Петров В.В., Бріцький О.І., Шанойло С.М., Антонов Є.Є., Крючин А.А., Косяк І.В., Заворотний А.О., Білобров М.М., Лисянський М.М., Бараненкова В.П. Спосіб виготовлення оптичного дифузора. Патент України № 123591, Бюл. № 4, 26.02.2018.

59. Петров В.В., Крючин А.А., Риков С.О., Сергієнко М.М., Антонов Є.Є., Коробов К.В., Шанойло С.М., Шевколенко М.В. Діагностична лінійка симетричних мікропризмових компенсаторів косоокості. Патент України № 76872, Бюл. № 2, 25.01.2013 р.

60. Петров В.В., Крючин А.А., Риков С.О., Сергієнко М.М., Антонов Є.Є., Шанойло С.М., Шевколенко М.В. Діагностична лінійка мікропризмових компенсаторів косоокості Патент України № 66105, Бюл. № 24, 26.12.2011 р.

61. Петров В.В., Крючин А.А., Риков С.О., Сергієнко М.М., Антонов Є.Є., Меллина В.Б., Шанойло С.М., Шевколенко М.В. Мікропризмове лінза комбінованої дії. Патент України № 46750, Бюл. № 1, 11.01.2010 р.

62. Петров В.В., Сергієнко М.М., Риков С.О., Шанойло С.М., Шевколенко М.В., Крючин А.А., Антонов Є.Є. Пристрій для діагностики косоокості. Патент України № 25549, Бюл. № 12, 10.08.2007 р.

Всього за тематикою дисертації:

Безпосередньо за тематикою дисертаційної роботи опубліковано 62 наукові роботи. Основні наукові результати висвітлені в 24 наукових публікаціях, з яких 2 монографії; 15 статей в наукових фахових журналах України; 5 наукових статей у закордонних виданнях, проіндексованих у базі даних "Scopus", з яких 2 статті в журналах 1-го квартиля (Q1), 1 стаття 2-го квартиля (Q2) та 1 стаття 4-го квартиля (Q4); 2 патенти України на винаходи.

Результати роботи додатково відображено також в 2 статтях в інших наукових журналах України, 27 публікаціях матеріалів науково-технічних конференцій та в отриманих 9 патентах України на корисні моделі.

Total for the dissertation theses:

Directly for the subject of dissertation theses 62 scientific publications have been published. The main scientific results are shown in 24 scientific publications, including 2 monograph; 15 articles in the professional scientific journals of Ukraine; 6 articles in professional foreign journals included in the reference base "Scopus", where 2 articles in the journals of 1-th quartile (Q1), 1 article in the journal of 2-th quartile (Q2) and 1 article in the journals of 4-th quartile (Q4); 2 patents of Ukraine for inventions.

The results also are additionally shown in 2 articles in other scientific journals of Ukraine, 27 theses of scientific conferences and 9 patents of Ukraine for utility models.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ	24
ВСТУП	25
РОЗДІЛ 1. Сучасний стан моделювання спеціалізованих мікрорельєфних елементів, конструкції пристроїв для світлоповертання та заломлення променів світла	42
1.1. Класифікація світлоповертачів, конструкції та технології виготовлення світлоповертальних мікрорельєфних елементів	42
1.2. Відомі офтальмологічні призмові структури, методи дослідження та контролю параметрів мікропризм	65
1.3. Фокусуючі двовимірні кільцеві мікрорельєфні структури	79
1.4. Висновки до розділу 1.	86
РОЗДІЛ 2. Математичне моделювання тривимірних мікрорельєфних структур для світлоповертання	89
2.1. Математичне моделювання асиметричних світлоповертачів	89
2.1.1 Теоретична модель та оптимізація геометричних параметрів асиметричних світлоповертачів.	90
2.1.2. Моделювання процесу екранування мікрорельєфу	97
2.2. Мікропризмові симетричні світлоповертальні елементи	101
2.2.1. Моделювання впливу дифракції на оптичні параметри світлоповертачів	104
2.2.2. Математична модель симетричних світлоповертачів з довільним нахилом осі	110
2.2.3. Вплив процесу металізації на характеристики симетричних мікропризмових структур	114
2.3. Висновки до розділу 2	119

РОЗДІЛ 3. Мікропризмові офтальмологічні двовимірні лінійні структури для рефракції променів світла	120
3.1. Моделювання оптичних параметрів та конструкція жорстких мікропризмових елементів Френеля	120
3.2. Діагностичні набори лінійок мікропризмових компенсаторів косоокості	128
3.2.1. Моделювання параметрів діагностичної лінійки з стандартних одинарних мікропризм	128
3.2.2. Симетричні компенсатори косоокості та лінійки симетричних мікропризм	130
3.3. Моделювання параметрів комбінованих призм-сферо-циліндричні лінз та окулярів	139
3.4. Мікропризмовий послаблювач гостроти зору	145
3.5. Висновки до розділу 3	149
РОЗДІЛ 4. Мікропризмові двовимірні кільцеві структури для фокусування променів світла	150
4.1. Математичне моделювання параметрів мікропризмових фокусуючих структур с постійним кроком рельєфу	152
4.2. Фокусуючі структури з постійною глибиною рельєфу	158
4.3. Висновки до розділу 4	166
РОЗДІЛ 5. Дифракційний контроль оптичних параметрів мікрорельєфних елементів	167
5.1. Моделювання дифракційних явищ для мікропризмових світлоповертачів	168
5.2. Дифракція лазерного випромінювання на мікрорельєфі офтальмологічних мікропризм	170
5.3. Дифракція на мікрорельєфі оптичних дисків	176
5.4. Висновки до розділу 5	194

РОЗДІЛ 6. Моделювання впливу мікропризм на роздільну здатність зображень	195
6.1. Вимірювання гостроти зору та роздільної здатності зображень в офтальмології та фізиці	195
6.2. Дослідження впливу мікропризм на гостроту зору	200
6.3. Метод моделювання та методика експериментального дослідження гостроти зору	209
6.4. Результати моделювання та експериментів з вимірювання роздільної здатності тестових оптотипів та гостроти зору	218
6.5. Дослідження контрасту зображень	232
6.6. Висновки до розділу 6	238
 РОЗДІЛ 7. Хроматизм світла та мікропризмові структури	239
7.1. Моделювання хроматичних аберацій для мікропризм	242
7.2. Математичне моделювання впливу кольорових світлофільтрів на хроматичні аберації з мікропризмами	247
7.3. Експериментальні дані з впливу світлофільтрів на зону хроматизму мікропризм	255
7.4. Висновки до розділу 7	263
 РОЗДІЛ 8. Ахроматизуючі мікропризмові пристрої	264
8.1. Метод моделювання подвійних рефракційно-дифракційних мікропризмових структур	266
8.2. Експериментальне дослідження розроблених зразків ахроматичних структур	279
8.3. Перспективи застосування ахроматизуючих мікропризмових структур	285
8.4. Висновки до розділу 8	291

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ	293
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	296
ДОДАТОК А. Акти використання результатів дисертації	315
ДОДАТОК Б. Список публікацій за темою дисертації та відомості про апробацію результатів	319

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ ТА ПОЗНАЧЕНЬ

ПК	- планарний концентратор
ККД	- коефіцієнт корисної дії
ФЕП	- фотоелектричний перетворювач
ДОО	- дифракційний оптичний елемент
BD	- оптичний диск “Blu-ray” (Blu-ray Disc)
CD	- компакт-диск (Compact Disc)
CD-R	- компакт-диск з одноразовим записом та багаторазовим зчитуванням інформації
CD-ROM	- компакт-диск з даними, призначеними тільки для зчитування
CD-RW	- компакт-диск з багаторазовим записом інформації
DVD-RW	- цифровий багатоцільовий диск з багаторазовим записом інформації
DVD	- цифровий багатоцільовий диск (Digital Versatile Disc)
UDF	- універсальний дисковий формат (Universal Disk Format)
WORM	- носій з одноразовим записом та багаторазовим відтворенням інформації
ПСЦ	- призма-сферо-циліндричні окуляри
OD	- праве око
OS	- ліве око

ВСТУП

Поняття "мікрорельєф" та "мікропризма" в останній час стають все більш популярними в ряді технічних галузей. За своєю суттю термін "мікрорельєф" означає мікроструктуровану поверхню різного призначення. Найбільшою галуззю використання мікрорельєфних структур, мабуть, є індустрія оптичних дисків, хоча переважна більшість користувачів компакт-дисків зазвичай і не уявляють, як формується звичайний компакт-диск і за якими принципами він функціонує. Дійсно, на поверхні компакт-дисків при лазерному запису створюється саме мікрорельєф у вигляді пітів та лендів, комп'ютерна інформація з дисків зчитується також променем лазера.

Іншим відомим методом формування мікрорельєфу є фотолітографія, яка використовується для виготовлення мікрорельєфних структур для безлічі застосувань, починаючи від масок для хімічного травлення мікросхем до шаблонів голографічних ґраток.

В подальшому сконцентруємось на дослідженнях мікрорельєфних структур, створених плоскими дзеркальними гранями, які можливо виготовити з необхідною оптичною якістю методами так званого "алмазного" різання [1–3]. Такі мікрорельєфні та мікропризмові поверхні призначені, перш за все, для заломлення та відбиття променів світла. Найчастіше такі структури використовуються для видимого діапазону світла. Відомими прикладами застосування мікрорельєфних елементів є катафоти (світлоповертачі) для дорожнього господарства з мікрокубічною світлоповертальною поверхнею, які використовуються для відбиття променів світла, а також мікропризми для офтальмологічних застосувань, що широко використовуються для рефракції променів на певний кут. Існують і інші галузі використання спеціальних пристроїв з мікрорельєфними поверхнями.

В усіх випадках для створення оптимальних мікроструктурованих поверхонь необхідний етап математичного моделювання оптичних параметрів таких структур для отримання необхідних кроків, глибин та кутів

мікрорельєфу. Такі параметри потрібні для оптимізації процесу формування мікрорельєфних структур на жорстких та гнучких поверхнях. Тому необхідна розробка відповідних моделей та алгоритмів розрахунків зазначених параметрів, а також дослідження створених на основі отриманих параметрів реальних фізичних прототипів таких структур для подальшої їх оптимізації. Саме така проблема вирішується в даній роботі.

Стосовно напрямку з світлоповертачами, вочевидь, не існує необхідності детального обґрунтування важливості проблеми створення вискоефективних мікрорельєфних світлоповертальних пристроїв для дорожнього господарства. Світлоповертальні елементи широко використовуються у високорозвинених країнах, як важливий елемент підвищення безпеки дорожнього руху.

Оснащення автошляхів вискоефективними дорожніми знаками та дорожніми катафотами з сучасними мікропризмовими світлоповертальними елементами значно поліпшує безпеку руху в темну пору доби. Дослідження показали [4–7], що відстань, на якій для водія стає помітною перешкода під час руху автомобіля в темний час доби, збільшується з 25–40 м до 300–400 м за рахунок використання світлоповертальних елементів, що знижує потенційний ризик наїзду автомобіля на перешкоду майже в 7 разів.

Світлоповертальні елементи у вигляді смуг і спеціальних знаків наносять на одяг і аксесуари школярів: портфелі, ранці, а також санки, коляски і т.д. Оснащення світлоповертальними елементами одягу пішоходів та дорожніх працівників суттєво підвищує рівень безпеки пішоходів, забезпечує необхідний рівень охорони праці працівників та техніки безпеки при виконанні дорожніх робіт. Контурне маркування великих вантажівок забезпечує підвищення безпеки та ефективності перевезень автомобільним транспортом, перш за все в темну пору доби та за поганих погодних умов.

Використання різних оптичних направляючих пристроїв, до яких відносяться орієнтуючі дорожні знаки, дорожні розмічальні вставки, стовпчики, роздільні смуги та інше інженерне устаткування автодоріг зі

світлоповертальними елементами, дозволяє значно поліпшити умови керування автотранспортом у нічний час. При цьому необхідно, щоб всі дорожні знаки з світлоповертальними елементами були добре помітні з досить великої відстані, тобто світлоповертання має бути ефективним.

Однак, використання сучасних світлоповертальних матеріалів у нашій країні поки що явно недостатньо, тому що всі ці досить дорогі матеріали сьогодні закупаються за кордоном. Лідером світових продажів в цієї галузі безумовно є компанія "Minnesota Mining and Manufacturing Company" ("3M") (США), що має розвинену дилерську мережу в усьому світі, у тому числі й в Україні [8]. Власне ж виробництво світлоповертальних матеріалів в Україні практичне відсутнє, хоча сьогодні на транспортному ринку країни активно працюють кілька вітчизняних компаній, які виробляють дорожні знаки з використанням оригінальних матеріалів компанії "3M" (США) та інших закордонних виробників, зокрема з Китаю, Австрії та Польщі [9].

Для організації промислового виробництва власних високоефективних світлоповертальних елементів необхідно виконати комплекс наукових і прикладних досліджень зі створення сучасних світлоповертальних матеріалів. Для розробки та виготовлення оптимальних світлоповертачів перш за все необхідні детальні розрахунки оптичних параметрів таких мікропризмових структур.

Іншою важливою галуззю застосування мікрорельєфних структур є офтальмологія, в цій галузі так звані мікропризми Френеля [10–11] використовуються для діагностики та лікування косоокості. Дійсно, дитяча косоокість сьогодні є однією з невирішених глобальних проблем людства. Косоокість є не тільки косметичною проблемою. Така хвороба обмежує вибір майбутньої професії, тому має великі соціальні наслідки. Тільки в Україні існує понад 500 тисяч хворих на косоокість дітей, на рік проводиться понад 10 тисяч хірургічних операцій з виправлення такого дефекту зору. В той же час косоокість може лікуватися і терапевтично мікропризмами, а в разі

хірургічного втручання при використанні мікропризм кількість операцій зменшується зі звичайних 3–5 до однієї.

Перед проведенням терапевтичного лікування або хірургічної операції, кожен спеціаліст-офтальмолог повинен виконати діагностику стану органу зору пацієнта. Для діагностики косоокості необхідно мати набір спеціальних призм, яких не вистачає у зв'язку з тим, що відсутнє їх виробництво як в Україні, так і в країнах Європи. Всього декілька головних офтальмологічних лікарень на всю Україну мають діагностичні набори спеціальних монопризм з акрилового скла, які привезені з Канади та Китаю. Створення прецизійних офтальмологічних мікропризм для вимірювання кута косоокості дійсно є першочерговою потребою.

Невирішеною проблемою є також вікова макулодистрофія [12–13], тобто ураження центральної частини сітківки ока – макули, у людей похилого віку. Центральна сліпота у населення віком понад 50 років в 80 % спричинена віковою макулодистрофією [13], яка є другою після глаукоми причиною сліпоти людей похилого віку в усьому світі. За даними офтальмологів [14–15] кількість населення, що страждає від центральної сліпоти в віковій групі від 50 до 64 років складає 1,6 %; від 65 до 74 років – 11 %; а серед осіб старше 75 років цей процент зростає до 27,9 %. Така хвороба також може успішно лікуватися мікропризмами, які спрямовують промені світла на неуражені частини сітківки ока людини.

Для лікування таких складних вад зору як у дітей, так і у дорослих, виникає потреба в спеціальних окулярах, які поєднують в собі дію сферичних або сферо-циліндричних лінз та призматичних заломлюючих елементів в широкому діапазоні оптичної сили кожного з зазначених компонентів.

В процесі лікування такі окуляри дозволяють у дітей компенсувати і поступово зменшувати аномалії рефракції, астигматизму та косоокості, а у дорослих – покращити гостроту зору з метою часткового або повного відновлення здатності виконувати будь-яку прецизійну роботу.

Для створення високоякісних офтальмологічних мікропризм та терапевтичних призморефракційних окулярів на першому етапі необхідні детальні розрахунки їх оптичних характеристик.

В багатьох напрямках медичної практики та біотехнології [16–18] надзвичайно важлива роль належить хімічним, біологічним та імунологічним аналізам. Обладнання для проведення аналізів повинно мати велику чутливість та селективність, бути простим у користуванні, мати можливість дослідження широкого спектру речовин в необхідному діапазоні їх концентрацій. Всім цим вимогам задовольняють біосенсорні системи. За їх допомогою здійснюється, зокрема, розширена діагностика крові, виявлення різноманітних вірусів, одночасний контроль токсичних та канцерогенних речовин у воді або продуктах харчування. При проведенні біосенсорного аналізу не виникає потреби в дорогому і складному обладнанні та висококваліфікованому персоналі. Однак на сьогодні вартість датчиків для біосенсорних систем ще досить висока, що обмежує можливість їх широкого застосування.

Розробка і дослідження технології виготовлення прецизійних мікропризмових заломлюючих структур зі змінним в широкому діапазоні кутом заломлення та виготовлення на їх основі оптичних датчиків суттєво здешевить вартість біосенсорних аналітичних систем і буде сприяти їх широкому впровадженню.

Дослідження зі створення високоефективних мікропризмових пристроїв і склали основу роботи. На момент початку досліджень з зазначеного напрямку практично не існувало робіт з визначення необхідних характеристик мікрорельєфних структур різного призначення, перш за все, мікропризмових світлоповертачів різних типів для оснащення автошляхів, офтальмологічних мікропризм Френеля для діагностики та лікування косоокості, кільцевих структур з плоскими дзеркальними гранями необхідної оптичної якості для фокусування візуальних зображень.

Тому математичне моделювання оптичних характеристик мікрорельєфних структур та експериментальне дослідження параметрів створених за результатами виконаних розрахунків реальних структур для рефракції та відбиття променів, які необхідні для розробки високоефективних пристроїв перетворення світлових потоків, дійсно становить новий науковий напрямок досліджень.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами та темами.

Дисертаційна робота виконана в Інституті проблем реєстрації інформації (ІПРІ) Національної академії наук (НАН) України. Тема роботи повністю відповідає науковому напрямку установи "Фізичні основи, принципи, методи та системи реєстрації і перетворення інформації, створення технології довгострокового зберігання цифрової інформації" згідно з напрямком науково-технічної діяльності за Державним класифікатором України за кодом І.2.12.13.05 – "Елементи та пристрої обчислювальної техніки та систем керування".

Результати дисертаційної роботи було використано при виконанні наступних тем науково-дослідних досліджень ІПРІ НАН України:

1. "Розробити та дослідити високоефективні мікрорельєфні структури та елементи перетворення світлових потоків" (шифр "Промінь", номер державної реєстрації (ДР) № 0119U001166, 2019–2022 рр.).

2. "Розробити та дослідити комплексну технологію виготовлення мікропризмових оптичних структур зі зменшеним хроматизмом та підвищеним світлоповертанням" (шифр "Спектр", ДР № 0119U000115, 2016–2018 рр.).

3. "Розробка та впровадження високоефективних оптичних мікрорельєфних дифузорів для систем наведення, слідкування та керування рухомими об'єктами" (шифр "Дифузор", ДР № 0118U001680, 2018–2019 рр.).

4. "Розробка та впровадження високоефективних кругових світлоповертальних елементів для автомагістралей та транспортних мереж м. Києва" (шифр "Круг", ДР № 0117U002765, 01.2017–12.2017 р.).

5. "Розробити технології виготовлення мікропризмових структур та дифракційних оптичних елементів для систем обробки, перетворення та реєстрації інформації на основі використання метаматеріалів" (шифр "Грань", ДР № 0110U002271, 2013–2015 рр.).

6. "Розробка фізико-технічних основ створення наноструктурних рельєфів для збереження інформації та перетворення оптичних зображень" (шифр "Якість", ДР № 0111U001317, 2011–2013 рр.).

7. "Розробка фізико - технічних основ технології створення комбінованих рефракційних мікрорельєфних структур для офтальмології та медико-біологічних досліджень". (шифр "Сенсор", ДР № 0109U000180, 2011–2013 рр.).

8. "Розробка технології створення та організація виготовлення комбінованих сферо-циліндро-призматичних лінз та окулярів та їх основі для лікування косоокості та інших складних вад зору" (шифр "Комбілінза", ДР № 0111U001937, 01.2006–12.2006 р.).

9. "Розробка фізико-технічних основ технології виготовлення мікрорельєфних структур перетворення оптичних зображень" (шифр "Магніт", ДР № 0106U000401, 2008–2010 рр.).

10. "Створення та впровадження технології промислового виробництва оптичних компенсаторів з мікропризмовою структурою Френеля для діагностування та лікування косоокості у дітей та хворих на вікову макулодистрофію" (шифр "Зір", ДР № 0107U003577, 01.2007–12.2007 р.).

11. "Створення та впровадження технології промислового виробництва мікропризмових світлоповертальних елементів" (шифр "Блік", ДР № 0106U006727, 01.2006–12.2006 рр.).

За усіма зазначеними 11 темами науково-дослідних досліджень автор дисертації був відповідальним виконавцем.

Мета і завдання досліджень.

Метою дисертаційної роботи є розробка методів математичного моделювання оптичних параметрів мікропризмових світлоповертальних та рефракційних структур для підвищення ефективності спеціалізованих пристроїв формування світлових потоків, що є важливою науково-технічною проблемою.

Для реалізації зазначеної мети в роботі необхідно було вирішити наступні завдання:

1. Провести аналіз та узагальнити існуючі методи моделювання світлоповертальних та рефракційних мікрорельєфних структур.

2. Розробити математичні моделі мікропризмових світлоповертачів, на основі яких розрахувати оптичні характеристики симетричного та асиметричного світлоповертальних елементів; моделювати процес екранування ефективної поверхні світлоповертача при різних кутах її освітлення; визначити необхідні ріжучі кути алмазного інструменту при формуванні дзеркальних граней елемента для забезпечення мінімальних втрат світлового потоку при відбиванні світла від робочих поверхонь.

2. Створити математичну модель рефракційного мікропризмового елемента, який використовується в офтальмології для відхилення на необхідний кут променів світла; розрахувати необхідні кути заломлення мікропризм для відхилення променів на строго визначені кути для одиночних та симетричних здвоєних мікропризм; визначити втрати потоку світла при проходженні його через зазначені мікропризмові поверхні.

3. Розробити метод моделювання фокуруючих мікрорельєфних структур з плоскими дзеркальними гранями та виконати комплекс розрахунків параметрів мікропризм з постійним кроком та з постійною глибиною рельєфу.

4. Розробити метод оцінювання оптичної якості створених світлоповертальних та рефракційних мікропризмових поверхонь за дифракцією лазерного випромінювання на мікрорельєфі; виконати комплекс розрахунків оптичних параметрів пройдених та відбитих світлових потоків для контролю мікрорельєфу за дифракційною ефективністю променів.

5. Розробити метод моделювання роздільної здатності зображень та створити на його основі експериментальний стенд з електронною реєстрацією параметрів тестових штрихових оптотипів для кількісного дослідження роздільної здатності зображень, що формуються за допомогою мікропризм; дослідити вплив мікропризм на роздільну здатність зорових образів при використанні мікропризм; отримати порівняльні оптичні характеристики існуючих мікропризм різних світових виробників для визначення параметрів оптимальних рефракційних структур.

6. Дослідити вплив дифракції та хроматизму білого світла на роздільну здатність оптичних зображень; дослідити процес зменшення контрасту тестових зображень при використанні мікропризм; провести для мікропризм різної оптичної сили математичне моделювання спектрів пропускання при наявності спеціальних кольорових світлофільтрів з метою визначення зміни контрасту зображень та зменшення зони хроматизму; отримати кількісні характеристики зменшення зони хроматизму при використанні світлофільтрів з метою створення оптимальних офтальмологічних мікропризм.

7. Розробити модель структури та провести математичне моделювання оптичних параметрів подвійних рефракційно-дифракційних мікропризм для створення ахроматичних мікропризм; експериментально дослідити роздільну здатність оптичних зображень при використанні ахроматизуючих дифракційних мікропризм з метою визначення можливості компенсації позитивного дисперсійного хроматизму рефракційних мікропризм негативним дифракційним хроматизмом спеціальних ґраток.

Об'єктом дослідження є процес моделювання рефракції світла в мікрорельєфних структурах, сформованих плоскими дзеркальними гранями, які застосовуються при створенні об'єктів нової техніки й нових технологій, зокрема спеціалізованих світлоповертальних та рефракційних мікропризмових пристроїв.

Предметом дослідження є математичні моделі мікрорельєфних об'єктів, оптичні характеристики мікропризмових світлоповертальних та рефракційних структур, вплив створених мікропризм на характеристики пройдених та відбитих світлових потоків.

Методи дослідження – математичне моделювання оптичних характеристик геометричних прототипів мікропризмових елементів з використанням законів геометричної оптики, теорії Релеєвського когерентного розсіювання світла, теорії амплітудно-фазової дифракції та інтерференції світла, а також експериментальне дослідження мікрорельєфних структур для світлоповертання та рефракції світла методами лазерної оптики і кількісної спектроскопії видимого діапазону спектру.

Наукова новизна отриманих результатів. На момент початку досліджень практично не існувало робіт з визначення оптимальних характеристик мікрорельєфних структур різного призначення, перш за все, мікропризмових світлоповертачів різних типів для оснащення автошляхів та офтальмологічних мікропризм Френеля для діагностики та лікування косоокості. Тому математичне моделювання оптичних характеристик мікрорельєфних структур для розробки досконалих пристроїв формування світлових потоків та дослідження параметрів створених за результатами виконаних розрахунків реальних структур для рефракції та відбиття променів дійсно становить новий науковий напрямок досліджень.

В дисертаційній роботі наведено комплекс результатів з математичного моделювання та дослідження оптичних характеристик мікрорельєфних та мікропризмових структур, які безумовно є новими, зокрема:

1. Запропоновано метод моделювання, який відрізняється використанням геометрично-алгебраїчних моделей структур, за допомогою якого виконано комплекс розрахунків оптичних параметрів світлоповертальних пристроїв, що дозволило створити більш ефективні за світлоповертанням мікрорельєфні світлоповертачі різних типів з дзеркальними світловідбивними гранями.

2. На основі вперше розробленої математичної моделі нових рефракційних мікропризм, яка відрізняється застосуванням для створення призматичної дії здвоєних мікропризм, визначено оптичні параметри симетричних мікропризмових структур для офтальмології, що дозволило формувати симетричні діагностичні пристрої зі здвоєних мікропризм і більш надійно проводити діагностику дефектів зору та вимірювання кутів косоокості.

3. З використанням розроблених математичних моделей, які відрізняються застосуванням структур з плоскими гранями, вперше виконано комплекс розрахунків оптичних параметрів фокусуючих мікропризмових структур різних типів з плоскими дзеркальними гранями, на основі яких вперше створено за технологією алмазного різання відповідні прецизійні пристрої для фокусування зображень та гомогенізації променів світла необхідної просторової структури.

4. Набув подальшого розвитку метод оцінювання оптичної якості світлоповертальних та рефракційних мікропризмових поверхонь за дифракцією лазерного випромінювання на мікрорельєфі, що дозволило вперше виконано комплекс розрахунків інтенсивності пройдених та відбитих світлових потоків для складних тришарових структур, з метою контролю параметрів мікрорельєфу за дифракційною ефективністю променів.

5. Запропоновано новий метод моделювання роздільної здатності оптичних зображень, який відрізняється значно більшою точністю вимірювань за рахунок застосування електронної реєстрації параметрів

тестових штрихових оптотипів, з використанням якого вперше отримано порівняльні оптичні характеристики офтальмологічних мікропризм різних виробників, визначено внесок мікропризм у зниження контрасту і роздільної здатності зображень при використанні мікропризм.

6. Проведено математичне моделювання та експериментально досліджено вплив кольорових світлофільтрів на зону дисперсійного хроматизму рефракційних мікропризм, що дозволило отримати кількісні характеристики зменшення зони хроматизму при використанні відповідних кольорових світлофільтрів.

7. Вперше на основі запропонованої моделі, яка відрізняється використанням подвійних рефракційно-дифракційних мікропризм, розраховано оптичні характеристики спеціальних ахроматичних мікропризм з подвійним рельєфом, проведено експериментальне дослідження виготовлених ахроматизуючих мікропризм – дифракційних ґраток з малим кроком мікрорельєфу, які призначені для компенсації дисперсійного хроматизму рефракційних мікропризм дифракційним хроматизмом ґраток.

Практичне значення одержаних результатів. Результати математичного моделювання оптичних характеристик мікропризмових пристроїв різного призначення, частина яких наведена в дисертаційній роботі, склали основу для створення цілого ряду практичних пристроїв для світлоповертання та рефракції променів, які сьогодні виготовляються та використовуються в різних галузях господарства країни.

Так, мікропризмові світлоповертачі – дорожні розмічальні вставки типу ВРД-2 в кількості 200 шт. встановлено на мосту ім. Є.О.Патона в м. Києві. Дослідна партія в кількості 500 шт. кругових бордюрних катафотів з мікропризмовими світлоповертальними елементами встановлено на площі Перемоги, біля станції метро "Лівобережна" та стадіону "Динамо" в м. Києві. Зараз вирішується питання про сертифікацію таких катафотів в Україні.

Діагностичний набір *КК-42*, що складається з 42 мікропризмових компенсаторів косоокості номіналами від 0,5 до 30,0 призмових діоптрій, випускається в необхідній кількості дослідним виробництвом Інституту проблем реєстрації інформації (ІПРІ) НАН України. На сьогодні виготовлено та передано лікарям-офтальмологам близько 400 таких наборів.

Набір діагностичних лінійок *ДНСК-1*, що складається з 30 мікропризм різних номіналів і є більш зручним для експрес-діагностики косоокості, також виготовляється в ІПРІ НАН України за заказами лікарів-офтальмологів, клінік та кабінетів відповідного профілю країни.

За рецептами 52 лікарів-офтальмологів з усіх регіонів України в ІПРІ НАН України виготовляються унікальні терапевтичні призмо-сферо-циліндричні рефракційні окуляри з мікропризмами з номіналами призматичної дії від 6.0 до 30.0 призмових діоптрій. На сьогодні виготовлено понад 2300 таких комбінованих окулярів і потреба в цих терапевтичних пристроях з кожним днем помітно збільшується.

Враховуючи велику практичну важливість робіт зі створення та впровадження офтальмологічних мікропризм та мікропризмових технологій для діагностики та терапевтичного лікування косоокості зору Кабінет Міністрів України своїм рішенням від 29 квітня 2013 р. № 284-р присудив Премію Кабінету Міністрів України за розроблення і впровадження інноваційних технологій за роботу "Наукова розробка сучасних компенсаторних механізмів оптичної корекції захворювань органу зору, розробка новітньої технології та організації серійного виробництва оптичних елементів з мікропризмовою структурою для їх застосування в офтальмологічній практиці" групі з 9 авторів з Інституту проблем реєстрації інформації НАН України, з Київської міської клінічної офтальмологічної лікарні "Центр мікрохірургії ока" та з Національної медичної академії післядипломної освіти ім. П.Л.Шупика МОЗ України. Автор дисертації також має диплом Лауреата зазначеної премії за номером № 001.

Виготовлені в ІПРІ НАН України за розрахунками автора мікропризмові фокусуючі структури та мікрорельєфні дифузори світлових потоків використовуються рядом спеціальних підприємств для гомогенізації променів світла в системах керування та слідкування за рухомими об'єктами замість більш коштовних закордонних аналогів.

Апробація результатів дисертації. Результати дисертаційної роботи доповідались на 27 науково-технічних конференціях та спеціалізованих семінарах, у тому числі на 18 науково-технічних конференціях з міжнародною участю, а саме:

1. Петров В.В., Антонов Є.Є., Крючин А.А., Шанойло С.М. Мікропризмові скельця Баголіні для офтальмології. Міжн. конф. "2-й Укр. Рефракційний пленер - 2018", Київ, 18-20.10.2018 р.

2. Петров В.В., Антонов Е.Е., Бутенко Л.В., Крючин А.А., Шанойло С.М. Високі оптичні технології діагностики та лікування косоокості. Межд. конф. по детской офтальмологии, Одесса, 23-24 мая 2018 г.

3. Петров В.В., Антонов Е.Е., Бутенко Л.В., Крючин А.А., Шанойло С.М. Десятирічний досвід діагностики та лікування косоокості модифікованими мікропризмами Френеля. Тези Межд. конф. "1-й Укр. Рефракційний пленер - 2017", 20.10.2017 р.

4. Петров В.В., Антонов Є.Є., Крючин А.А., Шанойло С.М. Шляхи зменшення хроматизму мікропризм Френеля. VI науково-практичної конференція "Медична реабілітація дітей з аномаліями рефракції", Львів, 19-20 червня 2015 р.

5. Petrov V.V., Antonov E.E., Kryuchyn A.A., Shanoilo S.M., Butenko L.V. 3D Training Apparatus and Binocular Vision Problem. 8th Int. Conf. WCIS-2014, , Tashkent, Uzbekistan, 25-27 Nov. 2014.

6. Петров В.В., Антонов Е.Е., Крючин А.А., Лапчук А.С., Шанойло С.М.. Ахроматическая микропризма для диагностики косоглазия . XII Межд. конф. "Федоровские чтения -2014", Москва, 19-20 июня 2014 г.

7. Петров В.В., Антонов Є.Є., Крючин А.А., Бутенко Л.В., Шанойло С.М. Микропризмові пристрої для діагностики та корекції зору компенсаторними методами. Науково-практична конф. "Новітня офтальмохірургія та сучасні можливості діагностики та лікування очної патології", Київ, 20-21 лист. 2013 р.

8. Петров В.В., Антонов Е.Е., Крючин А.А., Шанойло С.М. Микропризменные симметричные линейки для диагностики косоглазия. XI Всероссийская конференция "Федоровские чтения-2013", Москва, 21-22 июня 2013 г.

9. Петров В.В., Антонов Е.Е., Шанойло С.М. Микропризменное устройство для точного измерения угла косоглазия. Конференция "Филатовские чтения-2013", Одесса, 23-24 мая 2013 г.

10. Петров В.В., Антонов Є.Є., Шанойло С.М., Бойчук І.М., Шевколенко М.В., Коробов К.В. Діагностичні лінійки мікропризмових симетричних компенсаторів косоокості. 5 Міжн. конф. з дитячої офтальмології, Севастополь, 03-05 жовтня. 2012 р.

11. Петров В.В., Антонов Е.Е., Шанойло С.М. Высокоточные микропризменные линейки для диагностики косоглазия. XI Всероссийская конференция "Федоровские чтения-2012", Москва, 20-22 июня 2012 г.

12. Petrov V.V., Antonov E.E., Shanoilo S.M. Microprism Bar for Improving the Efficiency and Reliability of Strabismus Diagnostics. 16 Afro-Азиатский Конгресс по офтальмологии,, Turkey, Istanbul, 13-16 June, 2012.

13. Петров В.В., Антонов Е.Е., Крючин А.А., Шанойло С.М. Применение высоких технологий информатики для создания новых средств медицинской техники в офтальмологии. Конф. по информ. технологиям, Ташкент, 3-10 сент. 2011 г.

14. Петров В.В., Антонов Е.Е., Крючин А.А., Шанойло С.М., Бутенко Л.В. Жесткие микропризмы Френеля для диагностики и лечения косоглазия. IX Всероссийская конференция "Федоровские чтения-2011", Москва, 22-24 июня 2011 г.

15. Петров В.В., Антонов Е.Е., Шанойло С.М. Микропризменные технологии в офтальмологии. Межд. конф. "Наука, техника, инновационные технологии в эпоху Великого Возрождения", Ашгабат, 10-12 июня 2011 г.

16. Петров В.В., Крючин А.А., Рыков С.А., Сергиенко Н.М., Антонов Е.Е., Шанойло С.М., Шевколенко М.В., Бутенко Л.В. О консервативном лечении косоглазия комбинированными жесткими линзами Френеля. IX Съезд офтальмологов России, Москва, 16-18 июня 2010 г.

17. Петров В.В., Крючин А.А., Шанойло С.М., Антонов Е.Е., Брицкий А.И., Зенин В.Н. Микропризменные технологии в офтальмологии. IV научно-практическая Конференция детских офтальмологов Украины, Киев, 01-02 октября 2009 г.

18. Петров В.В., Антонов Е.Е., Крючин А.А., Шанойло С.М. О разработках микропризменных структур для офтальмологии Института проблем регистрации информации НАН Украины. VIII Всероссийская конференция "Федоровские чтения-2009", Москва, 2009.

Особистий внесок автора. Отримані автором основні наукові результати дисертаційної роботи, які виносяться на захист, викладено в написаних одноосібно розділах 2 монографій з мікропризмової тематики, 5 одноосібних публікаціях автора в фахових журналах, 9 одноосібних матеріалах спеціалізованих наукових конференцій.

Автором самостійно також здійснено вибір наукового напрямку досліджень, запропоновано мету та завдання роботи, сформульовано об'єкт та предмет досліджень. Автором самостійно виконано аналіз та систематизацію літературних даних з мікропризмової тематики.

Публікації. Безпосередньо за тематикою дисертаційної роботи опубліковано 62 наукові роботи. Основні наукові результати висвітлено в 24 наукових публікаціях, з яких 2 монографії; 15 статей в наукових фахових журналах України; 5 наукових статей у закордонних виданнях, проіндексованих у базі даних "Scopus", з яких 2 статті в журналах 1-го

квартиля (Q1), 1 стаття 2-го квартиля (Q2) та 1 стаття 4-го квартиля (Q4); 2 патенти України на винаходи.

Результати роботи також відображено в 2 статтях в інших наукових журналах України, 27 публікаціях матеріалів науково-технічних конференцій та в отриманих 9 патентах України на корисні моделі.

Структура та обсяг дисертації. Дисертація складається з вступу, 8 розділів, загальних висновків, списку використаних джерел та 2 додатків з переліком публікацій автора за темою дисертації та актами використання результатів роботи. Робота містить 159 рисунків та 7 таблиць. Загальний обсяг дисертації складає 276 сторінок основного тексту. Обсяг, що займають анотація, список використаних джерел і додатки – 50 сторінок.

РОЗДІЛ 1. СУЧАСНИЙ СТАН МОДЕЛЮВАННЯ СПЕЦІАЛІЗОВАНИХ МІКРОРЕЛЬЄФНИХ ЕЛЕМЕНТІВ, КОНСТРУКЦІЇ ПРИСТРОЇВ ДЛЯ СВІТЛОПОВЕРТАННЯ ТА ЗАЛОМЛЕННЯ ПРОМЕНІВ СВІТЛА

В подальшому будемо моделювати та досліджувати тільки такі мікрорельєфні структури, які створені плоскими дзеркальними гранями і призначені для заломлення та відбиття променів світла. Найбільш відомою галуззю застосування таких мікропризмових структур є світлоповертачі з мікрокубічною світлоповертальною поверхнею для дорожнього господарства. Іншою важливою галуззю є мікропризми для офтальмологічних застосувань та фокуруючі структури, що широко використовуються для рефракції променів. Тому в першу чергу розглянемо результати виконаних робіт саме з цих напрямків.

1.1. Класифікація світлоповертачів, конструкції та технології виготовлення світлоповертальних мікрорельєфних елементів

Світлоповертальним елементом, або світлоповертачем, називається оптичний пристрій, який повертає відбитий промінь світла в напрямку, строго зворотному напрямку падаючого світла [20]. В дорожній галузі такі пристрої також називаються дорожніми катафотами, або просто катафотами. Найбільш відомим світлоповертачем є звичайне дзеркало – плоске, на якому промінь повертається при одному відбиванні світла, або двогранне з кутом між гранями $\alpha = 90$ град., для якого повертання світла відбувається при двох відбиваннях променя. Однак, для практичного застосування в якості катафота звичайне дзеркало не підходить. Світлоповертач повинен відбивати падаюче світло в зворотному напрямку, протилежному напрямку падаючого променя, не тільки при нормальному падінні променя з кутом падіння $\varphi_0 = 0$, як в випадку дзеркала, а й при будь-якому куті падіння $\varphi_0 > 0$, причому необхідно відбивати світло в певному кутовому діапазоні. Якщо йдеться про кутовий відбивач з трьома плоскими дзеркальними поверхнями,

розміщеними перпендикулярно одна одній, то для повертання променя необхідно відтворення трьох відбивань від трьох взаємно перпендикулярних дзеркальних поверхонь.

В основі дії мікропризмового катафоту є принцип світлоповертання [20], який докорінно відрізняється від дзеркального відбивання світла, при якому промінь світла відбивається під кутом, рівним куту падіння, а також від дифузного розсіювання, при якому світло відбивається в усіх напрямках. Світлоповертач відбиває падаюче світло в зворотному напрямку при будь-якому куті падіння ϕ_0 , зазвичай цей кут відраховується від нормалі до утворюючій поверхні катафоту.

Піонером і найбільш відомим у світі виробником світлоповертальних матеріалів і пристроїв є компанія "Minnesota Mining and Manufacturing Company" ("3М") (США). Вона має велику мережу дочірніх компаній у всьому світі, а з 1992 р успішно діє компанія "3М Росія". В Україні з 2001 р. також є представництво цієї компанії.

Перша світлоповертальна структура, яка була розроблена і виготовлена компанією "3М" (США), складалася з мікроскопічних скляних кульок, впроваджених в матрицю з синтетичної смоли [21]. Схема пристрою наведена на рис. 1.1. У світловідбивачі 10 функцію світлоповертального елемента виконує скляна мікросфера 13. Прозорий адгезивний шар 11 фіксує на поверхні катафоту 10 зв'язуючий шар 12 з мікросферами 13. Прозоре покриття 14 призначене для захисту відбиваючого шару від впливу зовнішньої атмосфери.

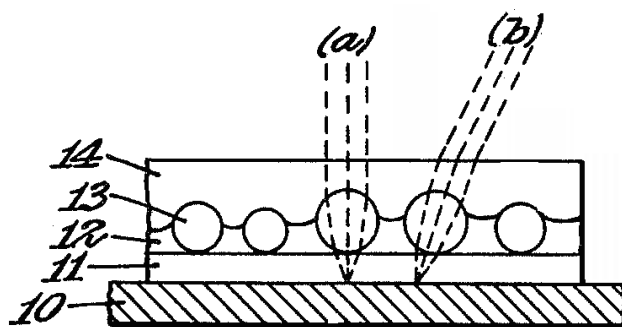


Рис. 1.1. Світлоповертач [21] з мікросферами

При проходженні променя світла всередину скла на границі середовищ "повітря-скло" відбувається заломлення променя, а на протилежній стороні мікросфери – його часткове дзеркальне відбиття. Оскільки падаючий і відбитий промені повністю симетричні, падаючий промінь повертається назад в бік джерела освітлення як при нормальному падінні променя (а), так і при будь-якому іншому нахилі цього променя (б).

Властивість світловідбивної поверхні відбивати падаючий промінь строго в напрямку джерела освітлення дозволила авторам [21] ввести в обіг сам термін "світловідбивний" ("reflex") відбивач. Це дозволяє відрізнити такий випадок від дзеркального відбиття та від відбиття дифузного типу.

Після світлоповертача [21] було запропоновано декілька типів аналогічних, але більш ефективних світлоповертальних матеріалів [22]. В зазначеному напрямку активно працюють дослідники з КНР [23–25]. Для створення світлоповертачів використовувались спеціальні мікрогранули строго однакового розміру, флуоресцентні та люмінесцентні наповнювачі і т.д. Було запропоновано методи імплантації таких скляних мікролінз в спеціальної тканини. Такі тканини насправді представляють собою клейовий шар, що наноситься на бавовну, нейлон або текстильну основу з бавовни та поліестеру.

Однак в будь-який світлоповертальній структурі з мікросферами тільки (25–35) % падаючого світла відбивається назад в бік джерела освітлення. Тому така структура виявилася не досить привабливою на практиці.

Найважливішою характеристикою будь-якого світлоповертача є його коефіцієнт світлоповертання R_C , тобто ефективність відбивання падаючого променя світла. Величина R_C вимірюється в $[\text{кд}/(\text{лк}/\text{м}^2)]$, фактично, величина $R_C = 1 \text{ кд}$ є яскравість поверхні в $[\text{кд}]$, яка виникає при її опромінюванні падаючим світлом при створенні на поверхні світлоповертача одиничної освітленості $E = 1 \text{ лк}/\text{м}^2$. Коефіцієнт R_C для мікрокулькових світлоповертачів не перевищує 200–300 $\text{кд лк}/\text{м}^2$, тому такі структури можна використовувати лише для невеликих відстаней спостереження $\sim 100\text{--}200 \text{ м}$.

Другою важливою характеристикою світлоповертача є його кутова діаграма світлоповертання [10]. За цим параметром світлоповертальні поверхні можна розподіли на симетричні, у яких зазначена діаграма має максимум в напрямку нормалі до утворюючої поверхні, та асиметричні, для яких цей максимум розміщується під певним кутом до нормалі. Приклади діаграм світлоповертання [10] для деяких типів симетричних світлоповертачів ілюструються рис. 1.2.

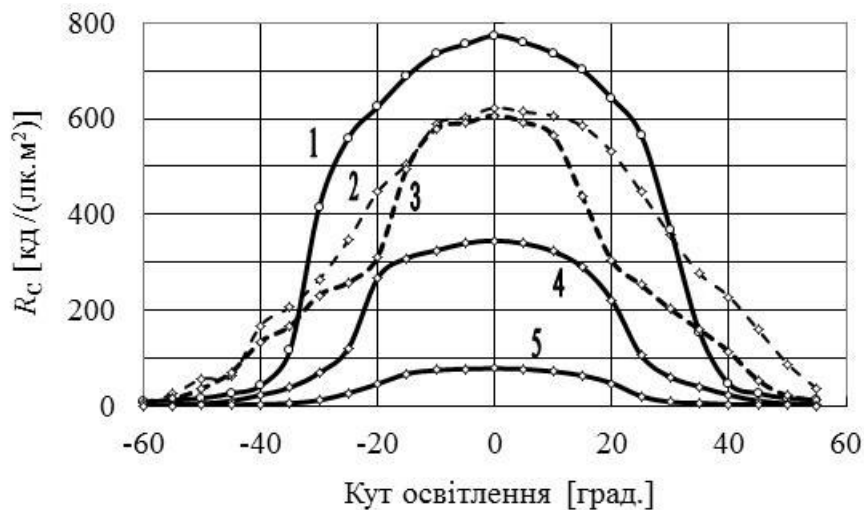


Рис. 1.2. Коефіцієнт світлоповертання для деяких симетричних катафотів: 1– ІПРІ (мікропризми); 2– "Reflex Corporation" (США) (мікропризми); 3– КНР (мікросфери, білий); 4– КНР (мікрогранули, червоний); 5– КНР (мікрогранули, зелений)

З наведених на рис. 1.2 даних зрозуміло, що найбільш ефективними світлоповертачами є саме пристрої з мікрокубічною структурою на утворюючій поверхні. Спільним для всіх діаграм світлоповертання є те, що інтенсивність відбитих променів максимальна при нульовому куті освітлення, діаграми виявляються симетричними відносно кута освітлення $\varphi_0 = 0$ град. Для кутів $\varphi_0 > 40$ град., як це свідчать наведені діаграми, симетричні катафоти практично не відбивають світла.

Ще однією важливою характеристикою світлоповертача є його ефективна поверхня $S_E(\varphi_0)$. Оптичні властивості будь-якої світлоповертальної структури можна характеризувати в тому числі і в відсотках площі його поверхні відносно повної площі катафоту, яка є дійсно

світлоповертальною для певного кута освітлення φ_0 . Площа $S_E(\varphi_0)$ вимірюється у відсотках і називається ефективною поверхнею або активною апертурою. Величина активної апертури для мікропризмового світлоповертача є функцією кута нахилу осі мікрокуба φ до утворюючій поверхні, кута його освітлення φ_0 та показника заломлення матеріалу катафоту n_e . Термін "активна апертура" широко застосовується для опису відбивних властивостей будь-яких типів світлоповертачів.

Системи з мікрокульками або мікрогранулами, розміщеними в матриці основного матеріалу, або пристрої з люмінесцентними наповнювачами дозволяють створювати тільки симетричні світлоповертачі. Однак такі світлоповертачі також можна створити і з плоских мікропризмових поверхонь, при цьому структури мають значно більший коефіцієнт світлоповертання, навіть до $R_C = 800\text{--}1000$ кд лк/м², вони використовуються для виготовлення дорожньої розмітки та дорожніх знаків для великих відстаней спостереження $\sim 2000\text{--}3000$ м.

Детальний огляд існуючих оригінальних робіт зі створення світлоповертачів різних типів проведено автором в монографії [10].

Порівняно зі структурами, виготовленими з використанням мікрогранул або мікросфер, найбільш ефективними із застосованих в даний час світлоповертальних матеріалів є структури з відбиваючою поверхнею в вигляді системи куткових відбивачів, створених плоскими дзеркальними гранями. Ефективність світлоповертального елемента з такими мікропризмами безпосередньо пов'язане з явищем "повного внутрішнього відбиття світла" [20]. Процес світлоповертання відбувається за рахунок триразового відбиття пучка світла від трьох взаємно-перпендикулярних граней куткових відбивачів, які сформовані на утворюючій поверхні катафоту тим чи іншим способом.

Перші моделі призмових світлоповертачів створювалися шляхом мультиплікування традиційного одиничного куткового відбивача, який як відомо, має форму правильного тетраедра з кутом при вершині 90 град. Тому

для авторів було логічним моделювати форму тетраедра одиночним твердотільним індентором, розміри якого повинні бути не дуже великими (не більше 2,0–3,0 мм), а потім в той чи інший спосіб реплікувати його на плоскій утворюючій поверхні, створюючи групи куткових відбивачів.

Традиційні симетричні світлоповертачі створюються групами мікрокубів в формі тетраедрів, основа яких складає рівнобічний трикутник з кутами 60–60–60 град. Кут нахилу кожної з трьох бокових граней тетраедра до його осі становить $\theta_0 = 35^\circ 15' 52''$, саме при такому куті θ_0 створюється одиничний кутковий відбивач з прямим кутом при вершині. Групи мікрокубів на плоскій утворюючій поверхні стандартних симетричних світлоповертачів можуть бути сформовані трьома серіями канавок рельєфу з кутом $70^\circ 31' 42''$. Кут між канавками становить 120 град., рельєф легко можна сформувати методом алмазного різання [1]. Діаграма світлоповертання такого пристрою симетрична щодо кута освітлення $\varphi_0 = 0$ град.

Методи створення мікрокубічних структур на утворюючій поверхні, які реально використовуються сьогодні, подібні наступним двом, що вже згадувались:

- метод отримання мікрорельєфу шляхом вдавлювання, або як говорять англо-язичні автори, реплікації рельєфу на плоскій утворюючій поверхні із застосуванням штирів або стержнів необхідного профілю – так званих інденторів, із твердосплавних матеріалів; і
- метод безпосередньої механічної обробки плоских утворюючих поверхонь за допомогою твердотільних різців.

Раніше метод реплікації рельєфу був вельми популярним, оскільки інших технологій формування складного призмового мікрорельєфу практично не існувало. Мабуть, один із перших варіантів катафоту, який може бути виготовленим, як сьогодні говорять, саме за інденторною технологією, був запропонований ще в 1926 році Стимсоном [26]. Це типовий симетричний світлоповертач з гексагональною основою (рис. 1.3).

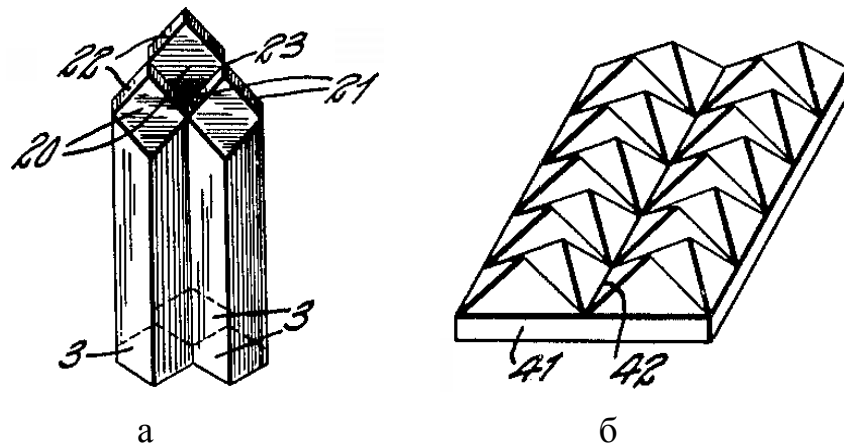


Рис. 1.3. Форма індентору [26] (а) та один з перших варіантів симетричного призмового відбивача (б)

Основою світловідбивної системи [26] на плоскій поверхні 41 є кубічний відбивач, який складається з трьох плоских дзеркал 42 з прямими кутами у вершини, які перетинаються в одній загальній точці. До появи цього патенту в літературі вже існувала концепція такого одиничного мікрокубу, як основи для формування світлоповертачів. Однак не існувало технічних рішень для реалізації такої теоретичної пропозиції. Проблема виникала щодо точності виготовлення мікрокубів. Було зрозуміло, що навіть невеликі кутові відхилення в положенні однієї з дзеркальних поверхонь призводять до суттєвого зміщення відбитого променя від напрямку падаючого потоку світла. В результаті коефіцієнт відбиття мікрокубічної поверхні помітно знижується. В роботі [26] вперше був запропонований практично реалізований процес формування прецизійної мікропризмової відбивної поверхні за допомогою штир'ового індентора.

Одна з перших конструкцій реально функціонуючих симетричних призмових світлоповертачів та практичний простий метод їх формування, мабуть, був запропонований Юнгерсеном [27]. Автор запатентував метод формування мікрорельєфу на полімерній плівці під дією тиску та нагріву із застосуванням спеціальних профільованих роликів з необхідним мікрорельєфом. Відбивна поверхня була двомірною у вигляді мікропризмових нахилених поверхонь 37-38 і покривалась нітратом срібла

або іншим відбивним покриттям для надання поверхні катафотних властивостей у широкому кутовому діапазоні. Юнгерсен [27] запропонував і тримірну світлоповертальну структуру, яка складається з системи повернутих пірамід з трьома взаємно-перпендикулярними гранями, як з квадратною, так і з трикутною базою, що ілюструється рис. 1.4.

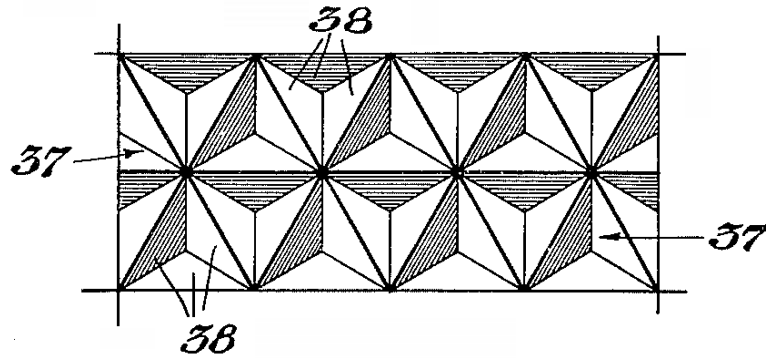


Рис. 1.4. Симетричний катафот згідно [27]:
37,38 – відбивні грані

Однак на відміну від варіанту двовірної структури не було запропоновано практичних засобів створення такого мікрорельєфу. Сьогодні така поверховість може бути сформована або за інденторною технологією методом реплікації, або методом прямого механічного різання [1] за допомогою твердотільних або алмазних різців.

Один з варіантів сучасних симетричних світлоповертачів на плівці наведений в роботі [28]. Автори вирішили проблему адгезії відбиваючого мікрорельєфного слою та підкладки шляхом застосування спеціальних рідких силіконових розчинів. В подальшому цей розчин висушується та затвердіває, на нього наноситься водостійке покриття для захисту мікрорельєфу при подальшій його експлуатації.

Конструкція [28] виявилася дійсно зручною для нанесення рельєфу на плоску тонку силіконову плівку (рис. 1.5). Такі світлоповертальні плівки сьогодні активно використовуються в усьому світі для створення дорожніх знаків, вуличних вказівників, елементів одягу.

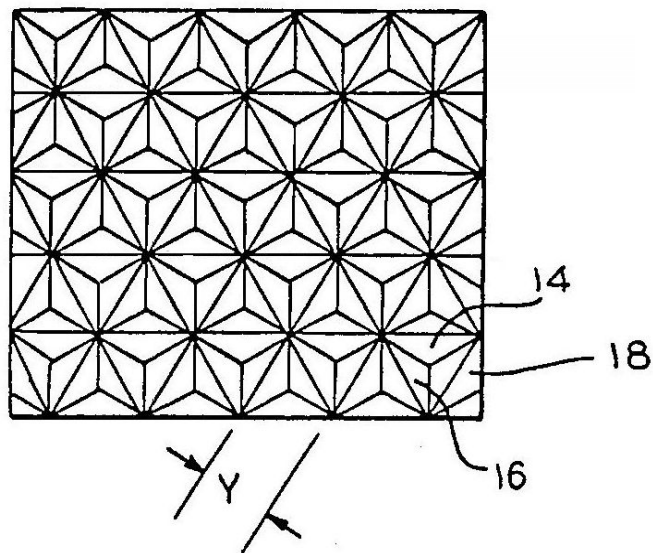


Рис. 1.5. Варіант [7] симетричного призмового світлоповертача:
14,16,18– відбивні грані; Y – крок мікрорельєфу

Високоякісно виготовлені традиційні симетричні світлоповертачі можуть мати дуже високу ефективність світлоповертання, однак лише в досить вузькому кутовому діапазоні в напрямку джерела освітлення. Областю застосування таких, так званих "прямих", катафотів є світлоповертальні елементи одягу, дорожні знаки, контурне маркування великовантажних автомобілів, рекламні плакати, попереджувальні знаки та огороження дорожніх робіт і інші практичні застосування, коли світлоповертач висвітлюється перпендикулярно його поверхні. У той же час для облаштування автошляхів часто необхідні катафоти з кутовою діаграмою світлоповертання, збільшеною до $2,0$ – $5,0$ град., щоб відбивна поверхня була добре помітна водіям та пішоходам з невеликих відстаней, в тому числі в зонах спостереження, зміщених від напрямку освітлення.

Деякі автори пропонують розширити діаграму світлоповертання шляхом покриття тригранної поверхні мікрокубів спеціальними світловідбивними металами, наприклад, шаром алюмінію. В результаті цього мікрокуб буде зберігати свої світловідбивні властивості навіть при великих кутах освітлення. Однак покриття зменшують загальний коефіцієнт світлоповертання при малих кутах освітлення φ_0 за рахунок поглинання частини падаючого світла нанесеним шаром металу, внаслідок цього мають

збільшене світлоповертання при великих кутах освітлення та зменшене до 10–20 % світлоповертання при малих кутах освітлення ϕ_0 .

Один з варіантів розширення діаграми світлоповертання симетричних катафотів запропонований Уолтером [29], який розглянув мікрокубічні відбивачі з увігнутою або опуклою відбивною поверхнею з радіусом кривизни поверхні r_c . На рис. 1.6 показана типова діаграма світлоповертання [29] для одиничного мікрокуба з увігнутими усіма трьома відбивними поверхнями для величини $r_c = 87,5/1$, що призводить до розширення діаграми на кут $\approx 1,0$ град.(на рис. 1.6 показаний у вигляді кола). Робочі грані відбивача є циліндричними, кривизна r_c поверхні визначає величину розширення кутової діаграми, причому виникають шість напрямків відбиття світла за рахунок впливу дифракції.

Тобто в роботі [29], мабуть, вперше розглянуто роль дифракції світла на періодичній мікрокубічній відбивній структурі в формуванні енергетичної діаграми світлоповертання.

При зменшенні характерного масштабу рельєфу через зростання впливу дифракції спостерігається тенденція до кутового розширення відбитого пучка світла. При створенні світлоповертачів для великих відстаней цей ефект є небажаним, але для малих відстаней він є корисним і його обов'язково необхідно використовувати.

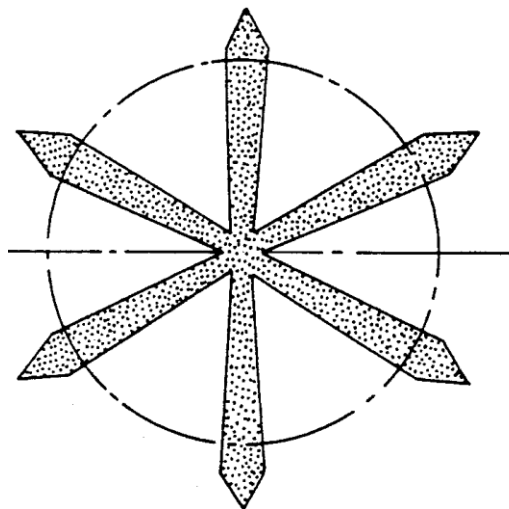


Рис. 1.6. Діаграма світлоповертання мікрокубу з трьома увігнутими відбивними поверхнями [29]

Модель дифракції світла [29] на мікрорельєфі показана на рис. 1.7. На цьому рисунку також показана частина металізованої поверхні 1 з клейовим шаром 2 та зона мікропризматичної поверхні 3, ізольована повітряним зазором. Типова дифракційна картина, отримана для відбитого світла, ілюструється рис. 1.8.

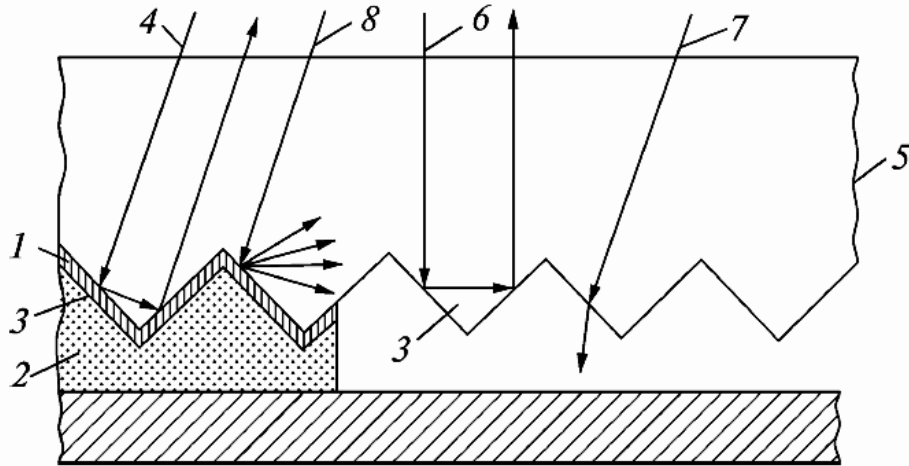


Рис.1.7. Модель [29] дифракції світла на мікрорельєфі

Світловий промінь 4, що падає на утворюючу поверхню 5, частково відбивається від шару металу 1 і після трьох відбиття від поверхонь 3 та після повороту на 180 град. виходить з поверхні 5 паралельно напрямку падаючого променя 4. Внаслідок дифракції світла на діаграмі світлоповертання симетричного відбивача виникають шість кругових зон, аналогічних показаним на рис. 1.8.

Аналогічним чином, промені 6, які падають на мікропризмову поверхню без шару металу, зазнають повного внутрішнього відбиття від трьох поверхонь розділу середовищ "рефлектор-повітря" і виходять з катафоту в напрямку, протилежному вхідному. Частина променя 7 не відбивається і переходить в матеріал відбивача. В кінцевому рахунку, промені 8, які падають на мікрорельєф під кутом, більшим деякого критичного значення, зазнають тільки два відбиття від взаємно перпендикулярних граней і не потрапляють на третю грань. Таким чином, ці

промені виходять з відбивача без "катафотного" відбиття, тим самим зменшуючи ефективну світловідбиваючу поверхню $S_E(\varphi_0)$.

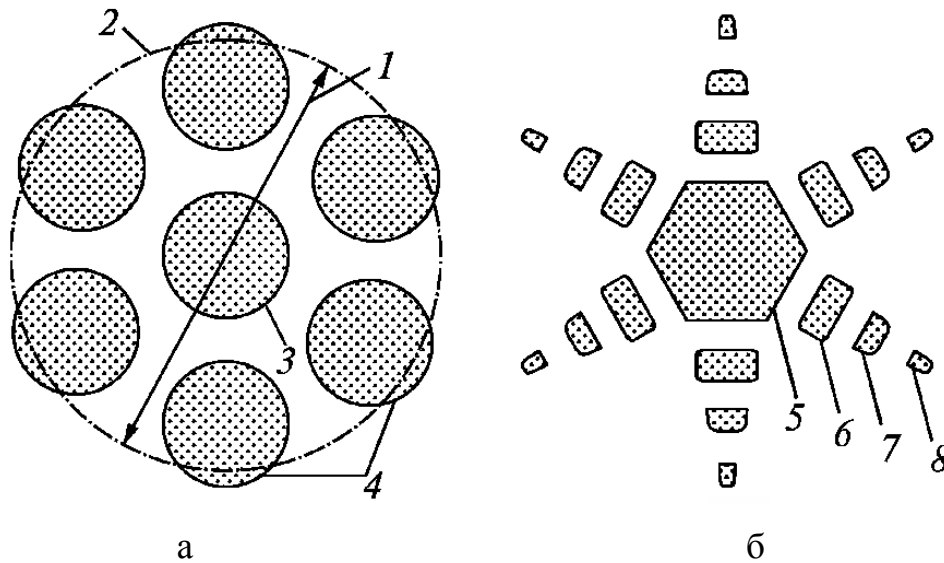


Рис. 1.8. Дифракційна картина [29] для світлових променів, відбитих від мікрорельєфу: а– крок рельєфу $W = 152$ мкм, б– $W = 356$ мкм

Розташування зони першого дифракційного максимуму визначається за відомою формулою [19]: $D = 1,2 (\lambda/d)$, де λ – довжина хвилі світла, а d – діаметр апертури джерела світла, який в цьому випадку може бути ідентифікований з характерним розміром мікрорельєфу W . Таким чином, змінюючи значення W можна змінювати просторову діаграму світловідбивання.

Дифракційна картина для кроку рельєфу $W = 152$ мкм показана на рис. 1.8-а. Центральна структура діаграми позначена цифрою 1, коло з цифрою 2 відповідає конусу світла з тілесним кутом $\Omega = 0,5$ град. Основна енергія відбитого променя концентрується в центральній частині 3, яка відповідає нульовому порядку дифракції, та в шести рівновіддалених зонах 4 дифракції першого порядку. Області з меншою інтенсивністю відбитого променя світла розміщуються між ними. Згідно патенту [29] такий розподіл не є оптимальним через велику просторову неоднорідність відбитого світлового променя.

Однак можна припустити, що для спостерігача, наприклад, для водія транспортного засобу, це не дуже важливо. Головна причина цього полягає в тому, що в конусі із зазначеним тілісним кутом $\Omega = 0,5$ град. добре помітно освітлену відбивну поверхню. Крім того, механічні дефекти на плоских гранях відбивача, які насправді завжди існують, призводять до "розмазування" по всьому куту спостереження розрахункової енергетичної схеми, що показана на рис. 1.8-а.

На рис. 1.8-б показана розрахункова картина відбитого випромінювання для кроку мікрорельєфу $W = 356$ мкм. У цьому випадку енергія концентрується у фокальній плямі 5 дифракції нульового порядку, яка оточена дифракційними зонами 6 першого порядку, зонами другого порядку дифракції 7 і наступних порядків 8 з набагато меншою інтенсивністю. Основна частина відбитої енергії зосереджена у вузькому центральному конусі, таким чином розглянутий масштаб мікрорельєфу дозволяє створювати відбивачі тільки для великих відстаней спостереження.

Іншим варіантом збільшення ефективної поверхні $S_E(\varphi_0)$ симетричного світлоповертача є створення [30] в його кінцевих зонах такого ж симетричного мікрорельєфу, але більш дрібного масштабу. Стандартний симетричний світлоповертач у вигляді мікрокубу з рівностороннім трикутником в основі і кутами між гранями 60 град. має активну апертуру, яка зображена на рис. 1.9-а. Тільки заштриховані зони 1 від всієї поверхні 2 є відбиваючими, тому легко визначити, що його активна апертура $S_E(\varphi_0)$ становить 67 %.

Для збільшення активної апертури $S_E(\varphi_0)$ відбивної поверхні 2 в роботі [30] запропоновано доповнити зону з основним рельєфом 3 зонами з більш дрібним рельєфом 4 та 5 (рис. 9-б), що зменшує площу неробочих зон. Однак не дуже зрозуміло, як таку поверхню реально можна виготовити.

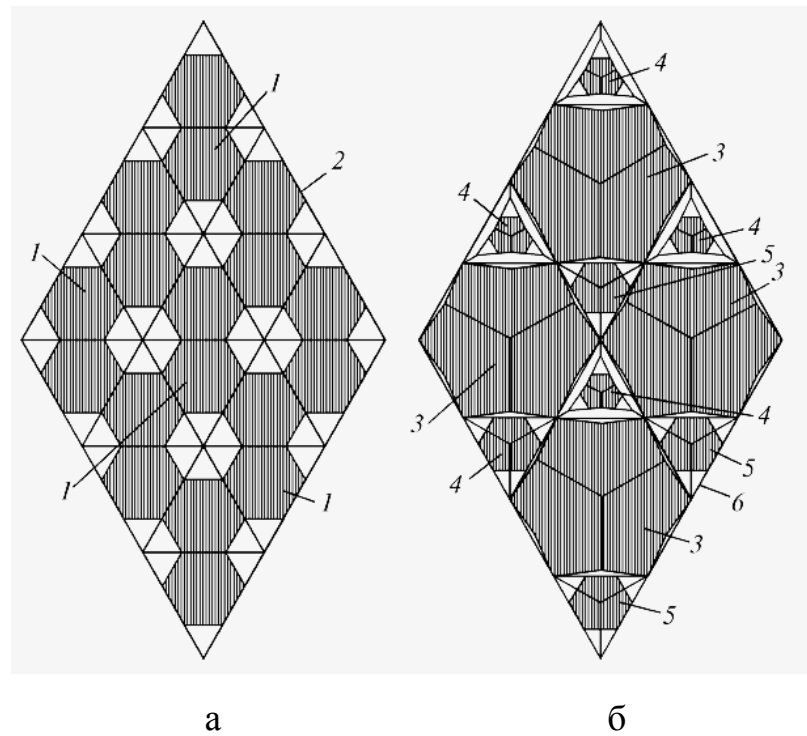


Рис. 1.9. Спосіб [30] збільшення ефективної поверхні симетричного світлоповертача.

Будь-які світлоповертальні поверхні необхідно захищати від впливу атмосферного середовища та механічних пошкоджень з метою стабілізації їх світлоповертальних властивостей. Зазначені питання надзвичайно важливі, але їх дослідження виходить за коло проблем, розглянутих в даній роботі. Методи герметизації поверхонь та технології виготовлення світлоповертачів наведено в монографії здобувача [10].

Для усіх симетричних світлоповертачів, сформованих з використанням мікрокубічної структури, з ростом кута освітлення φ_0 відбивна здатність $R_c(\varphi_0)$ знижується. При кутах освітлення, більших за ≈ 60 град., практично весь падаючий світловий потік розсіюється в матеріалі катафоту і такі структури повністю втрачають свої світлоповертальні властивості [10]. Така ситуація має місце, наприклад, при наближенні рухомого транспортного засобу до симетричного катафоту: кут освітлення відбивної поверхні світлом фар автомобіля, що наближається, збільшується і для певної відстані перевищує критичний [31]. Після цього потік світла вже не відбивається в сторону джерела світла, а поглинається та відбивається

всередині катафоту. В силу цього, для багатьох застосувань, наприклад, для формування системи відбивачів на бічних відбійниках на автошляхах, використання симетричних світлоповертачів виявилось неефективним. Тому розробники катафотів розробляли способи створення світлоповертальних елементів, які були б ефективними саме при великих кутах освітлення φ_0 .

Іншим стимулом до створення нових типів світлоповертальних пристроїв стало те, що в традиційних симетричних мікропризмових катафотах тільки центральна зона поверхні одиничного мікрокубу є робочою. Тільки в цій зоні правильного тетраедра падаючий промінь зазнає все три відбиття від трьох взаємно-перпендикулярних граней і виникає так званий "катафотний ефект".

Для куткового світловідбиваючого пристрою з базою у вигляді рівностороннього трикутника з кутами $60 - 60 - 60$ град. $^\circ$ при нульовому куті освітлення φ_0 активна апертура $S_E(\varphi_0)$ становить всього 67 %, що є максимальним значенням для стандартного симетричного пристрою. Пропорційно знижується і коефіцієнт світлоповертання $R_C(\varphi_0)$. Тому активно велися пошуки принципово нових рішень проблеми підвищення світлоповертання при великих кутах освітлення.

На початку 1980-х рр. Уайт [31] з компанії "3М" (США) вперше запропонував так званий "асиметричний" світлоповертач, у якого структура мікрорельєфу організована іншим чином і який, відповідно, має діаграму світлоповертання, що принципово відрізняється від симетричного аналога. На відміну від традиційних матеріалів із симетричною мікрокубічною структурою, які максимально ефективні при кутах освітлення $\varphi_0 = 0-25$ град., запропонований варіант конструкції забезпечує отримання матеріалу з максимальним світлоповертання в діапазоні кутів $\varphi_0 = 25-85$ град. Діаграми світлоповертання для деяких асиметричних світлоповертальних елементів, досліджених в ІПРІ НАН України [10], наведено на рис. 1.10.

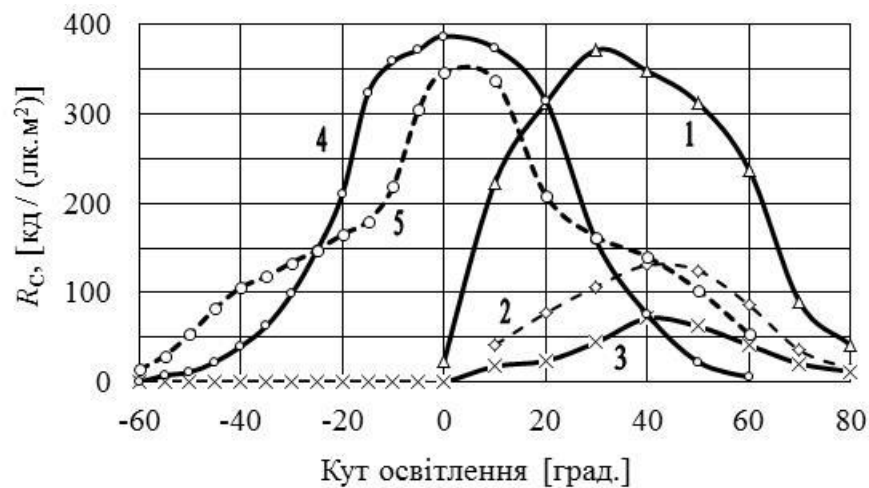


Рис. 1.10. Коефіцієнт світлоповертання $R_C(\varphi_0)$ для деяких світлоповертачів: асиметричні катафоти ІПРІ НАН України: 1– білий; 2– червоний; 3– зелений; 4– симетричний білий ІПРІ НАН України; 5– симетричний білий "ЗМ" (США)

Крім того, для асиметричних мікропризмових світлоповертачів при відповідному моделюванні параметрів та формуванні мікрорельєфу ефективна поверхня може становити $S_E(\varphi_0) = 100\%$, тобто така конструкція дозволяє досягти максимального використання утворюючої поверхні катафоту.

Асиметричні світлоповертальні поверхні можна створити тільки з використанням мікропризмових структур. Для стандартних асиметричних світлоповертачів, на відміну від симетричних аналогів з трьома серіями канавок рельєфу, групи мікрокубів сформовані лише двома групами заглиблень рельєфу: перша з кутом $\theta_1 = 90$ град., а кут другої групи θ_2 визначається необхідними умовами роботи світлоповертачів і зазвичай становить 25–35 град.

Деякі автори, наприклад Хупман [32], розглядають асиметричний елемент, як окремий випадок симетричного світлоповертача, у якого оптична ось мікрокубу нахилена до нормалі до їх утворюючої поверхні на кут $\varphi_K = 35^\circ 15' 52''$. Однак форма рельєфу і сам спосіб розміщення мікрокубів на утворюючій поверхні симетричного і асиметричного світлоповертачів є

принципово різним. Тому будемо все ж вважати асиметричні елементи окремою групою світлоповертачів.

Таким чином, сьогодні мікропризмові світлоповертаючі структури існують в двох основних варіантах: симетричні, або прямі, і асиметричні, або як їх часто називають – "котяче око". Відмінність між цими двома умовними групами полягає в характері розташування мікрокубічної структури на утворюючій поверхні, внаслідок чого діаграма світлоповертання для них істотно різниться.

В роботі [31] для вирішення проблеми низького світлоповертання мікропризмових катафотів при великих кутах освітлення запропоновано матеріал, в якому відбиваючі елементи мають форму трикутної призми з прямим кутом у вершини (рис. 1.11), які рівномірно розподілені на прозорій утворюючій поверхні.

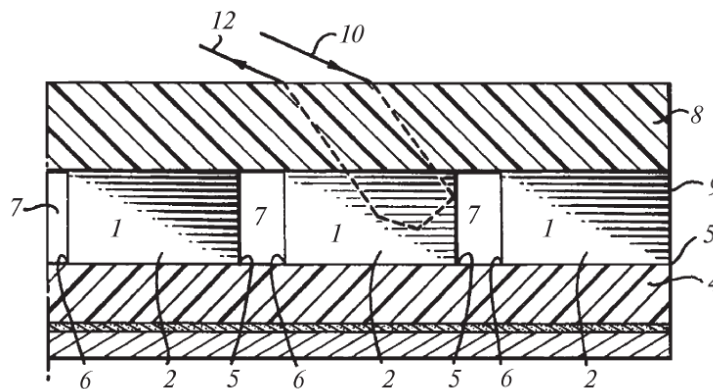


Рис. 1.11. Асиметричний світлоповертач згідно [31]

Відбиваючий елемент 1 формують дві взаємно-перпендикулярні прямокутні грані 2 і 3 (остання на рис. 1.11 не показана), які розташовані під кутом 45 град. до основи 4. Інші дві трикутні грані 5 і 6 цього елемента розташовані перпендикулярно до вказаних прямокутних граней. Таким чином, група з двох трикутних і двох прямокутних поверхонь формує два куткових світлоповертача.

Запропонований матеріал формується шляхом створення на утворюючій плоскій прозорій поверхні 8 з наявними прямокутними

канавками 1 вузьких прорізів 7 прямокутної форми, стінки 9 яких є однією з трьох граней, відбиваючого мікрокубу з вершинами 5-6.

Структура одиничної світлоповертальної структури 1 згідно [31] показана на рис. 1.12, на якому ясніше відображена схема ходу променів.

Падаючий на границю розділу середовищ 8 під кутом α до нормалі промінь 10 частково відбивається від утворюючій поверхні 8 і проходить всередину матеріалу катафоту 1. Після внутрішнього відбиття від грані 9 та від двох симетричних граней 2 і 3, промінь знову заломлюється на границі розділу середовищ 8 і виходить з катафоту 11 в напрямку 12, який паралельний падаючому променю.

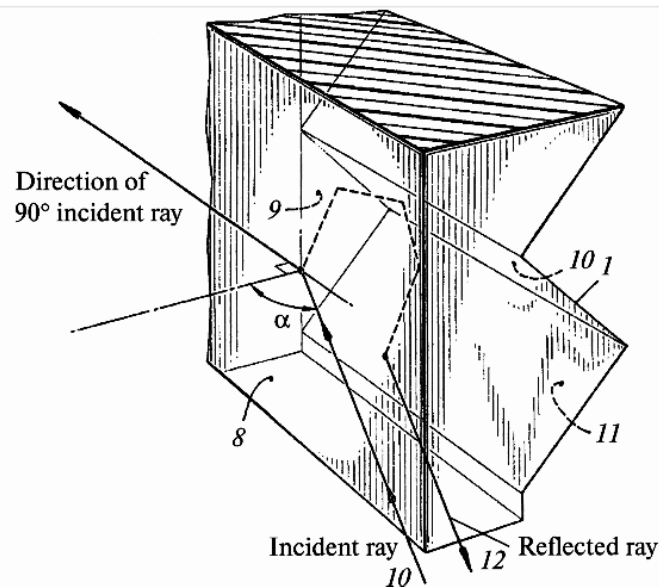


Рис. 1.12. Одинична світлоповертальна структура [31]

Автор [31] вперше сформулював саму ідею асиметричного світлоповертача, але не запропонував способу практичного формування запатентованого мікрорельєфу.

Негативним фактором було також те, що необхідні для забезпечення світлоповертання вертикальні прямокутні прорізи між окремими мікрокубами займають практично від 25 до 50 % об'єму матеріалу катафоту навіть при максимально малих реально досяжних розмірах таких прорізів 0,5–1,0 мм, тобто реальна світлоповертальна ефективна поверхня $S_E(\varphi_0)$ такої структури невелика.

Крім того, наявність вузьких вертикальних прорізів ускладнює процес розподілу форми і виливки при виготовленні робочих матриць методом лиття. Тому конструкція [31] з вузькими прямокутними канавками не знайшла широкого застосування на практиці, в основному, через низьку технологічність її реалізації.

Сьогодні однією з найбільш відомих в світі є конструкція асиметричного катафоту, розроблена в роботі [33]. Структура мікрорельєфу та схема ходу променів в запропонованому авторами [33] асиметричному катафоті ілюструється рис. 1.13.

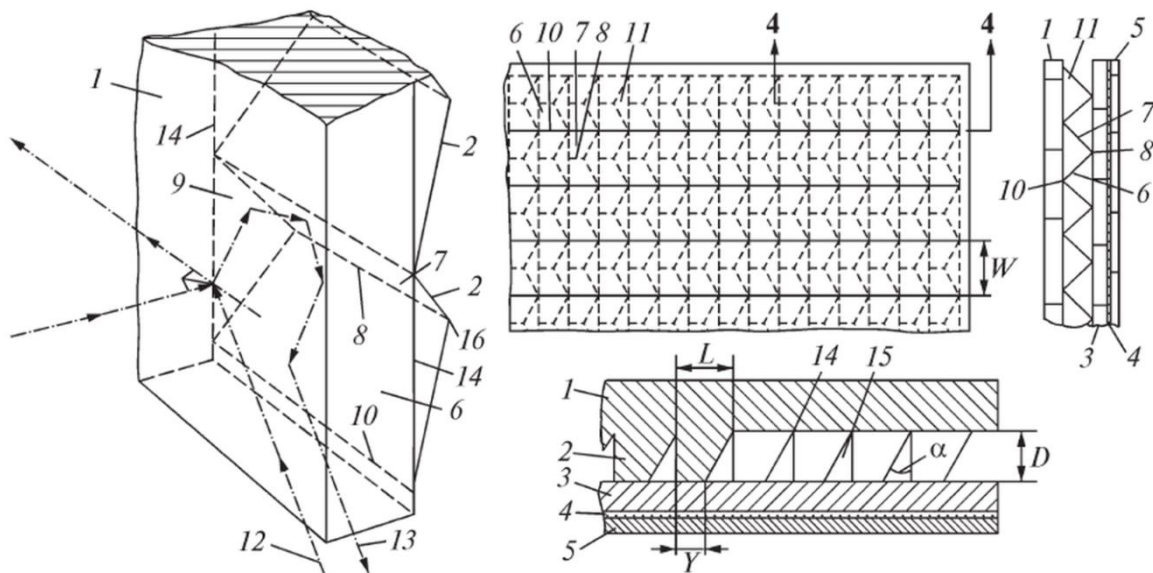


Рис. 1.13. Геометрична модель пристрою та хід променів в асиметричному катафоті [33]

Головною відмінністю запропонованої авторами [33] геометрії від конструкції [31] є те, що замість прямокутних канавок формується серія вузьких канавок з гострим кутом α таким чином, що ефективна апертура поверхні $S_E(\varphi_0)$ може становити 100 %.

Згідно [33] мікрорельєф на прозорій плоскій утворюючій поверхні 1 має дві серії канавок з кроком W та L , які формують систему кутових відбивачів 2. Зверху рельєфу конструкція може герметизуватися захисною поверхнею 3 з адгезивним шаром 4 для кріплення до поверхні 5.

Прямокутні оптичні поверхні 6 і 7 розташовані під прямим кутом одна до одної і мають спільну грань 8 довжиною Y . Трикутна поверхня 9 розташована вертикально до основи 1 довжиною L . Друга трикутна поверхня 11 нахилена до основи 10 під кутом α . Грані 6, 7 і 9 утворюють одиничний кутовий відбивач шириною W , глибиною $D = 0,5 W$ і довжиною L . Падаючий промінь 12 після заломлення на поверхні розділу середовищ 1 послідовно зазнає внутрішнє повне відбиття від граней 9, 7 і 6 і після другого заломлення на поверхні 1 повертається в зворотному напрямку 13.

Хід променів в запропонованій структурі [33], в принципі, аналогічний конструкції [31], але в варіанті [33] при відповідному співвідношенні між кроками W і L відсутні "мертві" неробочі зони і ефективна поверхня $S_E(\varphi_0)$ може бути максимальною.

Важливою перевагою цієї конструкції є також те, що мікрорельєф можна створювати відразу повністю, формуючи його на металевих підкладках двох серій канавок, наприклад, методом алмазного різання [1] за допомогою двох твердотільних різців з ріжучими кутами $\alpha_1 = 90$ град. та $\alpha_2 = 10\text{--}40$ град. Величина кута α_2 визначається значенням кута освітлення φ_0 , який в роботі [33] визначений в діапазоні $15,0\text{--}90,0$ град.

Сьогодні асиметричні світлоповертачі, виготовлені згідно з патентом [33], широко застосовуються в багатьох країнах світу, в тому числі, і в Україні. Перш за все, такі асиметричні елементи використовуються для виготовлення дорожніх вставок та інших аналогічних маркерів для автошляхів, оскільки мають високе світлоповертання навіть при кутах освітлення, що наближаються до 90 град.

Важливою фактором є відсутність у запропонованій конструкції [33] вертикальної поверхні 9 (рис. 1.11–рис. 1.12), замість якої формується нахилена трикутна поверхня 11 (рис. 1.13). Ця поверхня не є світловідбивною і екранує робочу зону катафоту. Тому цей факт вносить відповідні обмеження на діапазон робочих кутів освітлення катафоту, за яких пристрій практично не відбиває світло, що падає на утворюючу поверхню під малими

кутами освітлення. Зазначене питання потребує додаткового дослідження та моделювання.

Позитивним фактом в конструкції [31] є також те, що нахилена поверхня дозволяє спростувати процес металізації робочих граней, коли це необхідно для зміни умов відбиття світла. Крім того, нахилені поверхні легше обробляються порівняно з вертикальними гранями.

Однак важливим міркуванням є те, що для створення одиничного асиметричного мікропризмового елемента необхідно сформувати вертикальну поверхню, яка відразу зменшує робочу поверхню мікрорельєфу. Цей факт істотний для організації комерційного виробництва світлоповертачів.

Відзначимо, що поверхня вузької канавки 14 (рис. 1.13) може бути злегка нахилена щодо вертикальної формуючої поверхні 1 на певний визначений кут $\beta = 2,0\text{--}5,0$ град. Цей факт полегшує як виготовлення матриці, так і розділення матриці-оригіналу з матрицею-копією після закінчення процесу лиття під тиском або процесу гальванопластики, які застосовуються для виготовлення робочих матриць-копій. Також розширюється кутова діаграма світлоповертання. Відсутність вертикальних стінок у матриць також дозволяє отримувати високоякісні кінцеві продукти при масовому тиражуванні світловідбивачів з прозорих пластиків.

З вищевказаних причин конструкція авторів [33] є не тільки високоефективною, але і дуже технологічною для практичної її реалізації. Тому цей ретрорефлектор відразу здобув широку поширеність в США, а потім і в інших країнах. Сьогодні асиметричні світлоповертачі, виготовлені згідно з патентом [33], широко застосовуються в багатьох країнах, в тому числі і в Україні. Перш за все, використовуються такі асиметричні елементи для виготовлення дорожніх вставок та інших подібних маркерів для автомобільних доріг, тому що мають високоефективну діаграму світловідбивання навіть при наближенні кутів освітлення до 90 град.

Формування подібних структур виявляється можливим при використанні методу прямого механічного різання з використанням твердотілого ріжучого інструменту. Однак, в доступній відкритій літературі немає жодних свідчень щодо моделей розрахунків параметрів таких пристроїв та деталей технологічного процесу їх виготовлення.

Для розширення кутової діаграми світлоповертання асиметричних ретрорефлекторів за рахунок впливу дифракції авторами [34] запропоновано використовувати підкладки з різною висотою частин # 1 і # 2 утворюючих поверхонь. Така комбінована структура [34] ілюструється рис. 1.14.

На плоскій поверхні будь-яким відповідним методом створюється основний рельєф # 1 глибиною D_1 . Потім частина рельєфу за допомогою механічного різання видаляється шляхом формування на ньому ряду паралельних поглиблень # 2 з плоским дном та вертикальними стінками глибиною D_2 для формування другого більш дрібного рельєфу. Значення D_2 має бути більшим висоти рельєфу D_1 . Після цього з отриманого оригіналу формується репліка з матеріалу, який дозволяє отримати точну копію геометричної структури # 1 та створити методом прямого механічного різання [1] на сформованій поверхні нову серію рельєфних канавок, але меншого масштабу.

Основним методом виготовлення точних реплік є, мабуть, гальванопластика, хоча спосіб отримання репліки в роботі [34] не розкривається. Перевагою подібної конструкції є розширена діаграма світлоповертання за рахунок впливу дифракції відбитого світла на меншому мікрорельєфі.

Однак досі жодна людина ще не бачила реально працюючий зразок цієї конструкції [34]. У той же час відомий прототип авторів [33] широко використовується на практиці і сьогодні багато автомобільних доріг в усьому світі оснащені саме такими світлоповертаючими елементами.

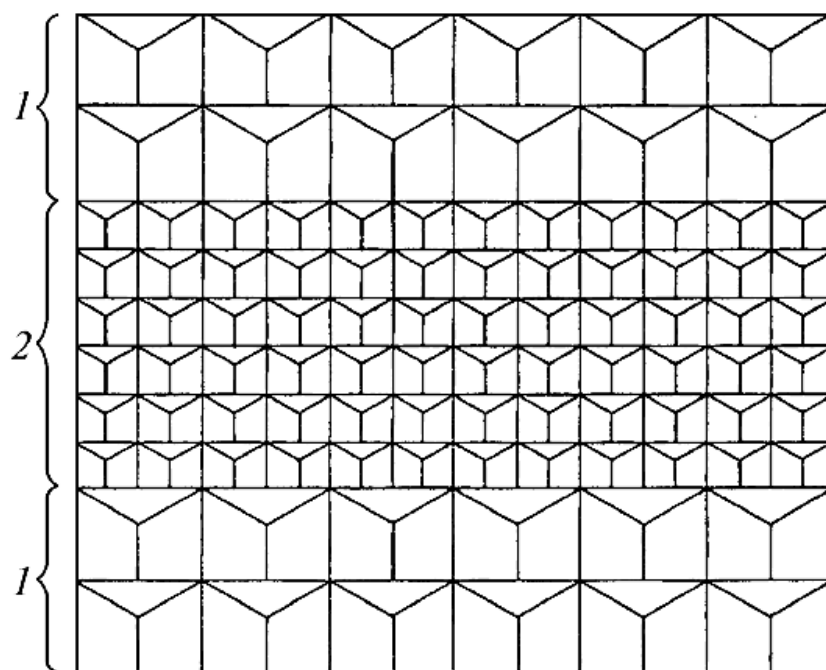


Рис. 1.14. Геометрична модель комбінованого асиметричного світлоповертача [34]

Взагалі, запропоновано багато різних конструкцій мікропризмових катафотів [35–37]. Зрозуміло, що багато конструкцій світлоповертаючих структур, оптимальних за своїми світловими характеристиками, які розроблено авторами патентів, іноді не є технічно здійсненними на практиці. Тому проблема технологічності запропонованих конструкцій і економічна складова виробничого процесу є ключовими при виборі конструкції світлоповертача, способу формування світловідбивного мікрорельєфу та методу тиражування кінцевих продуктів для їх масового виробництва.

Короткий перелік робіт зі створення сучасних світлоповертачів складається лише з тих робіт, які мають безпосереднє відношення до моделювання оптичних параметрів світлоповертальних структур з плоскими дзеркальними гранями. Детальний огляд багатьох існуючих та запропонованих конструкцій світлоповертальних елементів виконано автором в роботі [10].

1.2. Відомі офтальмологічні призмові структури, методи дослідження та контролю параметрів мікропризм

Першими практичними пристроями для зміщення променя зору пацієнтів при офтальмологічних дослідженнях дефектів зору були оптичні призми [11]. Для лікування косоокості при виготовленні терапевтичних призмових окулярів також використовувались подібні монопризми. Іноді в терапевтичних окулярних системах для зсуву зображень також застосовується метод децентрування звичайних рефракційних лінз. Докладні дані про окулярні лінзи наведено в роботах [38–40]. Однак призмові офтальмологічні пристрої в літературних джерелах висвітлені не досить повно, тому розглянемо деякі призмові системи корекції зору більш детально. Відзначимо найбільш істотні аспекти проблеми, а далі в основному сконцентруємося на мікропризмових пристроях.

Сьогодні в світі існує кілька варіантів діагностичних наборів традиційних офтальмологічних призм, виготовлених зі скла або акрилу. Так, набори скляних призм високої якості виготовляються в США, ФРН, Японії та Канаді. Загальний вигляд одного з таких наборів [41] досить високої оптичної якості, який виготовляється компанією "Gulden Ophthalmics" (США), наведено на рис. 1.15. Цей набір складається з 22 скляних призм номіналами 0,5; 1,0; 2,0; 3,0; 4,0; 5,0; 6,0; 7,0; 8,0; 9,0; 10,0; 12,0; 14,0; 16,0; 18,0; 20,0; 25,0; 30,0; 35,0; 40,0; 45,0 і 50,0 призмових діоптрій (Δ).



Рис. 1.15. Стандартний набір скляних призм компанії "Gulden Ophthalmics" (США)

Традиційні скляні або акрилові монопризми незручні для діагностики косоокості, оскільки мають велику вагу та відповідні габарити, внаслідок чого їх неможливо однозначно розмістити щодо направлення променя зору при вимірюванні кута косоокості і виникає похибка при вимірюваннях. Цей недолік частково усунений в діагностичних лінійках таких монопризм.

Офтальмологічна лінійка монопризм є оптичним приладом, який складається з набору жорстко закріплених на загальній основі скляних або акрилових призм зі ступнево зростаючою призматичною дією. Номінали призм в лінійках, зазвичай, збігаються з номіналами призм в традиційних призмових наборах. Існують лінійки для вимірювання як вертикальних, так і горизонтальних кутів косоокості [42]. Такі лінійки монопризм високої якості, наприклад, виготовляє корпорація "Astron International Inc." (Флорида, США), а також ряд компаній КНР. Один з таких наборів діагностичних монопризмових лінійок виробництва компанії "Asron International Inc." показаний на рис. 1.16.

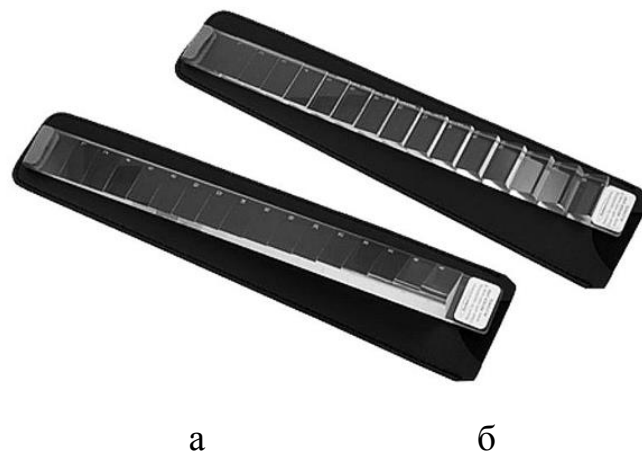


Рис. 1.16. Стандартний набір лінійок скляних призм (США) для вимірювання горизонтальних (а) та вертикальних (б) кутів

Відзначимо, що існуючі сьогодні діагностичні скляні або акрилові монопризми як в наборах, так і в лінійках у багатьох випадках виявилися незручними для дослідження дефектів зору через складнощі, пов'язані з

необхідністю їх точного розміщення строго перпендикулярно осі зору пацієнта у вертикальній та в горизонтальній площинах. Тому необхідні розробки пристроїв з меншими похибками при вимірюваннях кутів.

Для будь-якої хвороби наступним природним кроком після її діагностування є лікування хвороби. У разі косоокості терапевтичним методом її лікування є призматична корекція дефектів органу зору. Монопризми, які застосовуються для лікування косоокості, відрізняються від діагностичних призм. Найчастіше для лікування застосовуються монопризми невеликого розміру і товщини, які закріплюють на рефракційних лінзах окулярів.

Однак, традиційні монопризми виявилися не завжди придатними для застосування в терапевтичних окулярах при великих номіналах призматичної дії. Такі монопризми мають значну товщину і масу, які збільшуються практично пропорційно їх призматичній дії. Крім того, існує і негативний косметичний фактор, оскільки косоокість вимагає лікування протягом багатьох місяців і навіть років. За цих причин метод використання монопризм в терапевтичних окулярах значного поширення не отримав і практично окуляри з монопризмами призматичною дією більше 10,0–12,0 Δ сьогодні не виготовляються.

Зазначені недоліки монопризм були успішно подолані за допомогою мікропризм Френеля [39], які сьогодні в багатьох випадках замінюють традиційні скляні або акрилові монопризми. Концепцію формування плоскої лінзи з елементів звичайної лінзи запропонував французький фізик Огюст-Жан Френель [20]. Принцип Френеля полягає у створенні на плоскій утворюючій поверхні серій концентричних призматичних фокусуючих кілець, кожне з яких має нахил відповідної зони первинної товстої лінзи. Така плоска лінза була навіть виготовлена і в 1823 році встановлена в освітлювачі маяку м. Кордо (Франція). Подібні структури і досі

використовуються в освітлювачах маяків замість традиційних товстих і важких об'ємних скляних лінз.

Піонером і світовим лідером у виробництві офтальмологічних мікропризмових пристроїв різного призначення, як і при виготовленні мікропризмових світловідбивачів, є компанія "Minnesota Mining and Manufacturing Company" ("3М") (США). В офтальмології [39] прийнято називати мікропризмовим елементом Френеля прозору жорстку або гнучку пластину зі спеціальним мікрорельєфом, яка відхиляє на заданий кут промінь світла. Принцип формування зображень монопризмами і мікропризмами показаний на рис. 1.17.

На відміну від стандартних монопризм розміром в декілька сантиметрів і більше звичайна глибина мікрорельєфу призм Френеля становить 100–300 мкм, тобто ці мікропризми мають практично плоский мікрорельєф, який може бути сформований на будь-яких відповідних оптичних тонких утворюючих поверхнях.

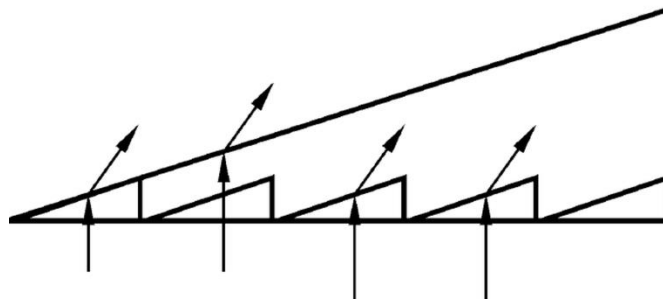


Рис. 1.17. Схема ходу променів в монопризмі та в мікропризмі Френеля

Перші офтальмологічні мікропризми Френеля були виготовлені в США наприкінці 1960-х років [43] з акрилового полімеру методом лиття. Пристрої отримали назву пластинчасті ("wafer") мікропризми і являли собою плоскі жорсткі пластини з мікрорельєфом. На рис. 1.18-а. зображена така мікропризма. Для порівняння на цьому ж рисунку (рис. 1.18-б) зображена сучасна діагностична жорстка мікропризма [44] компанії "3М" (США), а

також гнучка мікропризмових плівка "3MTMPress-OnTMPrisms", встановлена у жорсткий прозорий каркас (в).

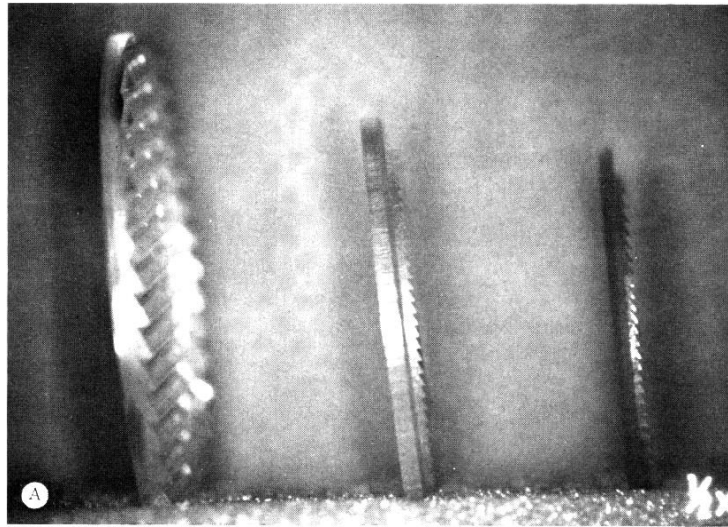


Рис. 1.18. Мікропризмові структури компанії "3М" (США)

Жорсткі пластинчасті "wafer" мікропризми широкого поширення не отримали, оскільки не було запропоновано способу їх застосування в звичайних терапевтичних окулярах: плоска поверхня жорстких мікропризм погано стикується з викривленою поверхнею рефракційних лінз. Крім того, негативним був і косметичний фактор. Крок рельєфу W перших мікропризм був досить великим ($\approx 3,0$ мм), і окремі його штрихи чітко проглядалися на утворюючій поверхні мікропризм. Тому пластинчасті "wafer" призми використовувалися тільки для діагностики в лабораторних умовах.

На початку 1970-х років стався прорив в питанні застосування мікропризм в офтальмології, коли медичним дивізіоном компанії "3М" (США) були розроблені і виготовлені модифіковані гнучкі мікропризми з оптичного полівінілхлориду [45]. Призми були істотно тонкішими за пластинчасті призми, їх товщина не перевищувала 1,0 мм. Ці мікропризми під брендом "3MTMPress-OnTMPrisms" відразу отримали широке визнання офтальмологів усього світу. Схема [45] встановлення такої гнучкої мікропризмової плівки на лінзах окулярів показана на рис. 1.19.

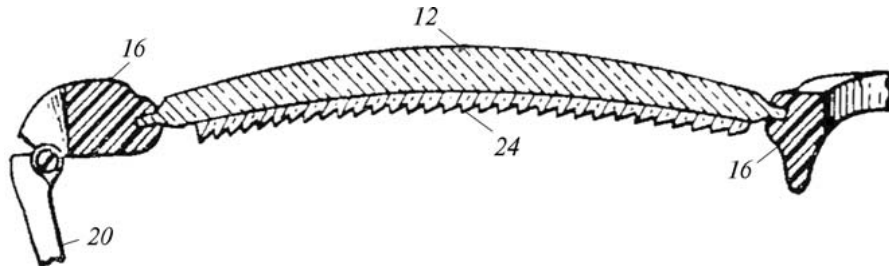


Рис. 1.19. Схема застосування мікропризми в окулярах [45]

Тонкі еластичні мікропризми (рис. 1.19, позиція 24) легко можна було вирізати точно за формою лінз окулярів 12, встановлених в оправу 16 з тримачами 20, і фіксувати безпосередньо на поверхні лінз. Для цього призмові плівки занурюються у воду, а потім притискаються гладкою поверхнею до внутрішньої поверхні лінз окулярів. На рис. 1.20-а показана така гнучка мікропризма виробництва компанії "3М" (США), а на рис. 1.20-б зображені окуляри з плівкою "3МTMPress-OnTMPrisms".



а



б

Рис. 1.20. Загальний вигляд гнучкої мікропризми "3МTMPress-OnTMPrisms" (а) та окуляри з такою плівкою (б)

Окрім того, на відміну від пластинчастих "wafer" мікропризм фіксуючі мікропризми "3МTMPress-OnTMPrisms" виготовляються з меншим кроком мікрорельєфу ($W \approx 1,0$ мм). На окулярах вони практично непомітні, тому повністю задовольняють і косметичним вимогам.

Аналогічні мікропризми були створені [46] в Інституті очних хвороб ім. Гельмгольца (Росія) на гнучких прозорих плівках з поліуретану. Спеціально для цих мікропризм були підготовлені і опубліковані [47] методичні рекомендації № 98У260 "Метод корекції зрення с помощью эластичных Френелевских призм".

Однак поліуретан має досить високий коефіцієнт заломлення ($n_e = 1,50$), що дозволяє зменшити товщину плівки з мікрорельєфом, але низький [20] коефіцієнт Аббе k_{AB} , який визначає величину хроматичних аберацій на мікропризмах:

$$k_{AB} = (n_D - 1)/(n_F - n_C) * 100 \quad (1.1)$$

де n_D – коефіцієнт заломлення для зеленої зони спектра; n_F – коефіцієнт для фіолетової зони; n_C – коефіцієнт для червоної зони.

Для поліуретану коефіцієнт $k_{AB} = 34$, внаслідок чого на сформованих зображеннях виникають значні хроматичні аберації [20]. Крім того, поліуретан має жовтувате забарвлення і з часом в процесі тривалої експлуатації ще більше жовтіє.

Сьогодні на офтальмологічному ринку крім лікувальних мікропризм "ЗМ" (США) з'явилися набори діагностичних мікропризм [48] виробництва компанії "ЗМ" (США) (рис. 1.21).



Рис. 1.21. Загальний вигляд діагностичного набору та мікропризм виробництва компанії "ЗМ" (США)

Діагностичні мікропризми "ЗМ" (США) жорсткі, вони виготовлені з високоякісного акрилу і випускаються в двох варіантах – з ручкою та без ручки. Останній варіант більш зручний, оскільки дозволяє повертати мікропризм в пробної офтальмологічної оправі на 360 град., але відсутність ручки ускладнює процес застосування мікропризми.

По периметру цієї мікропризми є невеликий кільцевий виступ, який, на думку розробників, захищає мікрорельєф від механічних пошкоджень. Діаметр лінзи становить 38 мм, що точно відповідає розмірам стандартної пробної офтальмологічної оправі.

Існують два набори мікропризм: набір призм з ручками і без ручок типу *TS-4000* номіналами 2,0; 3,0; 4,0; 5,0; 6,0; 8,0; 10,0 Δ і набір призм з ручками типу *TS-5000* номіналами 12,0; 15,0; 20,0; 25,0; 30,0; 35,0; 40,0 Δ, які перекривають практично весь необхідний для лікарів-офтальмологів діапазон призматичної дії. Однак, як видно з рис. 1.21, мікрорельєф діагностичних мікропризм "ЗМ" (США) не захищений від зовнішніх забруднень, а від механічних пошкоджень – тільки невеликим кільцевим виступом. Тому оптичні властивості мікропризм, перш за все коефіцієнт пропускання світла, при тривалій експлуатації змінюються внаслідок забруднення робочих поверхонь і пошкодження мікрорельєфу.

Необхідно відзначити, що створення двовірних мікропризмових структур формування оптичних зображень для офтальмологічних застосувань здається більш простим, ніж виготовлення аналогічних мікрорельєфних тривимірних світлоповертаючих структур.

Фактично мікропризма являє собою лінійну структуру, яку можна сформувати лише однією ріжучою гранню алмазного різця, використовуючи метод прямого механічного різання [1]. Однак, вимоги до оптичної якості мікропризм Френеля набагато вище. Зорові образи, які формуються за допомогою таких мікропризмових офтальмологічних структур, тестуються людським оком – найбільш досконалим оптичним приладом [49]. З цієї причини будь-які дрібні дефекти мікрорельєфу, що призводять, наприклад,

до невеликого зниження коефіцієнта світлоповертання для мікропризмових світлоповертаючих структур [10], є допустимими для створення сучасних високоефективних катафотів. Але такі ж дефекти оптичних поверхонь абсолютно неприйнятні для мікропризм Френеля. Тому в світі дуже мало компаній-виробників високоякісної офтальмологічної мікропризмової оптики.

Так, широко відомі у всьому світі мікропризмові вироби з полівінілхлориду компанії "3М" (США) [48], виробництво і розповсюдження яких сьогодні сконцентовано в дочірньому підприємстві компанії – фірмі "Fresnel Prism & Lens Co." (США). Мікропризмові гнучкі плівки з поліуретану раніше виготовляв Науково-дослідний інститут очних хвороб ім. Гельмгольца (Росія) [46]. Сьогодні такі мікропризми з об'єктивних причин не випускаються [50].

В останні роки мікропризми під торговою маркою "Trusetal Prism Foil" [51] виготовляються також компанією "Optiker Greten Folienoptik" (ФРН) і поширюються фірмою "Trusetal Verbandstoffwerk GMBH" (ФРН).

Ще одним виробником мікропризм є ІПРІ НАН України, який з 2007 року на своєму дослідному виробництві виготовляє жорсткі модифіковані мікропризмові елементи з поліметилметакрилату (ПММА), а також мікропризмові пристрої з цими мікропризмами [52]. Зокрема, розроблено набір *КК-42* модифікованих мікропризм Френеля, який широко використовується в Україні для діагностики і дозування хірургічного лікування косоокості, а також для оптоптичного лікування пацієнтів в доопераційному та післяопераційному періодах. Основною перевагою всіх мікропризмових виробів ІПРІ НАН України є те, що вони повністю герметичні, тому їх оптичні властивості не змінюються навіть в процесі тривалої експлуатації.

Окрему групу мікропризмових виробів складають плівки зі спеціальним рельєфом, які призначені для вирівнювання гостроти зору при використанні мікропризм Френеля.

Встановлено [44, 51], що при застосуванні будь-яких мікропризм гострота зору і контрастність зорових образів знижуються. Якщо мікропризма застосовувалася для лікування косоокості тільки на одному оці, необхідно вирівнювати гостроту зору для другого ока. Для цього часто застосовуються (рис. 1.22) фільтри або плівки Бангертера [53–54].



Рис. 1.22. Застосування фільтру Бангертера [53]
(справа – скло без фільтру)

В ідеальному варіанті плівки Бангертера, не послаблюючи потік світла, повинні впливати на гостроту зорових образів. Такі плівки являють собою напівпрозорі пластикові структури з градуйованим пропусканням (рис. 1.23). Зовнішній вигляд існуючих пристроїв [53–54] досить привабливий.

Плівки Бангертера функціонують не як фільтри інтенсивності світлового випромінювання, а як дифузні розсіювачі пучка світла [54]. За їх допомогою можна усунути двоїння зорових зображень (диплопію) у пацієнтів і забезпечити периферичну фузію. Іншим прикладом є лікування ледачого ока, так званої "амбліопії", при якій крім терапевтичних методів із застосуванням атропіну і методу оклюзії здорового ока для стимулювання хворого ока використовується метод дефокусування здорового ока у цілях вирівнювання гостроти зору.

Публікацій, присвячених технологіям виготовлення плівок Бангертера з каліброваним ослабленням, практично не існує. Однак на сайті компанії "The Fresnel Prism and Lens Co." [45] можна замовити лінійку таких плівок з

градуйованим ослабленням фокусування в діапазоні від 10 до 100 %. Плівки Бангертера аналогічно мікропризовим лінзам компанії "ЗМ" (США) "ЗМTMPress-OnTMPrisms" фіксуються на внутрішній поверхні окулярних лінз.

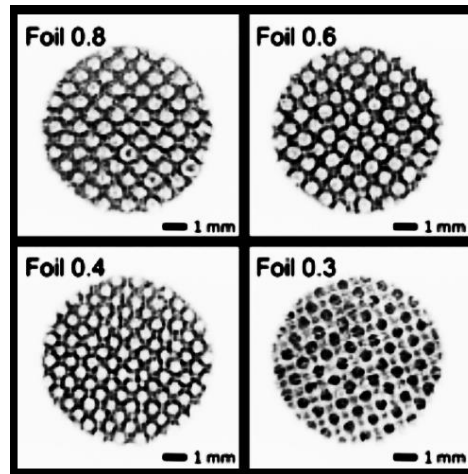


Рис. 1.23. Структура плівок Бангертера [51]

Результати дослідження [54] оптичних властивостей таких фільтрів Бангертера за допомогою гелій-неонового лазера і подальше комп'ютерне моделювання густини плівок підтвердили, що відбувається дефокусування зображень і якість оптичних зображень погіршується, як і декларується паспортними даними на ці плівки. Однак не для всіх досліджених плівок Бангертера було встановлено монотонне ступеневе змінення їх фокусуючих властивостей в залежності від щільності фільтрів. Тому необхідна подальша розробка більш досконалих дифузійних розсіювачів пучків світла для їх застосування в офтальмології.

Ще одним важливим напрямком застосування мікропризм в офтальмології є їх використання для розширення поля зору хворих, які втратили стандартний зір в результаті геміанопсії.

Гомонімна геміанопсія або одностороння геміанопсія – це тип часткової сліпоти, за якої з поля зору людини випадають однакові праві або ліві половини поля зору [55–56]. Гомонімна геміанопсія може бути

породовою аномалією або отриманою в результаті черепно-мозкових травм, інсультів, інфекцій або хірургічних операцій. В останні роки для лікування геміанопсії використовуються мікропризми. Найбільш вагові результати отримані доктором Е. Пелі [57–63] з Гарвардського медичного коледжу (Массачусетс, США). Для створення мікропризм з закритим рельєфом для лікування геміанопсії також необхідне моделювання їх оптичних параметрів.

Мікропризми Френеля поряд з очевидними перевагами, в тому числі економічного характеру, мають певні недоліки. Як зазначено вище, при використанні мікропризм призматичною дією $PD > 10,0\text{--}12,0 \Delta$ спостерігається погіршення гостроти зору пацієнтів [44, 51, 64], збільшуються оптичні аберації, зменшується контраст сформованих зорових образів. Крім того, канавки рельєфу мікропризм майже завжди видимі, що є істотним косметичним недоліком.

До недоліків гнучких призм Френеля з відкритим мікрорельєфом відноситься також і погіршення оптичної якості плівок внаслідок накопичення пилу та інших дрібних частинок всередині канавок мікрорельєфу. Ще однією причиною погіршення гостроти зору при використанні плівок з відкритим рельєфом є наявність бульбашок повітря між плівкою, що фіксується на поверхні окулярних лінз, і поверхнею цих лінз, а також вигинання плівки на лінзах окулярів, що призводить до зміни характеру рефракції світлових пучків і додаткового погіршення оптичної якості зорових образів.

Зниження контрасту і гостроти зору [44, 51, 64] пов'язане також з хроматичними спотвореннями в мікропризмах, які виникають на будь-якій призмовій структурі внаслідок дисперсії білого світла на мікрорельєфі [20].

Для зниження хроматичних аберацій запропоновано використовувати гібридні рефракційно-дифракційні структури. Принцип гібридної оптичної структури був відомий і раніше. У класичній монографії з дифракційної оптики [65] розглянуті практично всі типи мікропризмових структур, які можуть бути спроектовані методами прикладної оптики. Так, особливий

інтерес представляє новий клас оптичних структур – лінзи з градієнтним показником заломлення "GRIN-lenses", які дозволяють формувати світлові пучки будь-яких необхідних конфігурацій. Реальні конструкції рефракційно-дифракційних френелівських мікропризм були запропоновані і запатентовані набагато пізніше.

Практично реалізований спосіб отримання рефракційно-дифракційної мікропризми вперше запропонований в роботі [66]. На поверхні традиційної рефракційної призми пропонується формувати другий додатковий мікрорельєф (рис. 1.24).

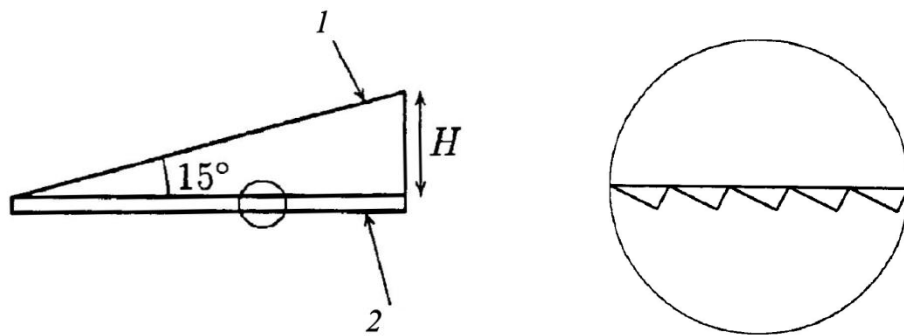


Рис. 1.24. Схема рефракційно-дифракційної структури [66]:
1 – рефракційна призма; 2 – дифракційна ґратка

Цей додатковий мікрорельєф фактично є дифракційною ґраткою з малим кутом блиску. Така ґратка, з одного боку, створює невелику додаткову рефракцію, а з іншого – компенсує хроматизм основної призми.

Згідно з розрахунками [66] типовий крок цієї ґратки може становити $D = 22$ мкм при його глибині $H = 1,1$ мкм, тобто заломлюючий кут такої дифракційної структури $\approx 2,9$ град. У разі виготовлення призми з поліметилметакрилату ($n_e = 1,491$) цей кут відповідає призматичній дії $PD \approx 3,0$ Δ.

Замість традиційної рефракційної призми в конструкції [66] може бути використана мікропризма Френеля такої ж оптичної сили. При цьому одночасно зі зниженням габаритів призми поліпшуються її оптичні характеристики. Гострота зору при застосуванні зазначених композитних мікропризм була досліджена автором [66] за тестовими таблицями Снеллена

[39]. Поліпшення гостроти зору становило від 2 до 5 ліній цієї таблиці в залежності від призматичної дії композитної призми.

Однією з переваг запропонованих композитних призм [66] є можливість використання матеріалів з великим показником заломлення, що зменшує глибину мікрорельєфу і відповідно габарити всієї призмової структури. Відносне зменшення габаритів монопризми та мікропризми при рівній призматичній дії згідно [66] становить понад 1000 / 1. Однак така мікропризмova структура внаслідок значного хроматичного розширення сформованих мікропризмою зорових образів може бути використана лише сумісно з рефракційною призмою.

Стандартні офтальмологічні призми виготовляються або з акрилового пластику з показником заломлення $n_e = 1,49$, або з флінтів ($n_e = 1,51$), оскільки обидва ці матеріали мають досить великий коефіцієнт Аббе [20] ($k_{AB} \sim 50$), тобто мають відносно малий хроматизм. При виготовленні монопризм з матеріалів з малим показником k_{AB} спостерігаються значні хроматичні аберації.

В композитних призмах монопризмову складову можна виготовляти з матеріалів з будь-якими показниками заломлення, типу полікарбонату ($n_e = 1,59$) або поліуретану ($n_e = 1,66$), незалежно від коефіцієнту Аббе, оскільки хроматизм монопризм може бути скомпенсований додатковою дифракційною ґраткою. Основою для такої компенсації є взаємно-зворотний напрямок хроматичних аберацій для монопризми та дифракційної ґратки.

При створенні ахроматизованих комбінованих призм для діапазону дій $PD = 15,0\text{--}50,0 \Delta$ пропонується [66] використовувати три різні ґратки. Дифракційна ґратка з кутом блиску 2 град. – для діапазону $PD = 13,0\text{--}25,0 \Delta$, ґратка з кутом 3,0 град. – для $PD = 25,0\text{--}38,0 \Delta$, ґратка з кутом 4,0 град. – для діапазону $PD = 38,0\text{--}50,0 \Delta$.

Ці дані отримані для ґраток, для яких кут блиску в першому порядку дифракції визначений для довжини хвилі випромінювання $\lambda = 0,560$ мкм. Передбачається, що показник заломлення для пластикових реплік

комбінованих призм дорівнює 1,52, а коефіцієнт Аббе для них становить $k_{AB} = 25\text{--}40$.

Запропоновані в [66] композитні призми також можна виготовляти з використанням мікропризм Френеля в якості рефракційних призм. Вибір варіанту конструкції залежить від необхідних оптичних характеристик кінцевих пристроїв. Первинна дифракційна структура може бути створена на плоскій утворюючій поверхні матриці методом алмазного різання, електронно-променевої літографії або фотолітографії. Ця матриця використовується для отримання пластикових прозорих реплік. Оскільки висота мікрорельєфу становить всього близько 1,0 мкм, поверхня цих робочих реплік обов'язково повинна бути захищена від пилу, відбитків пальців, масла та інших забруднень тонким прозорим покриттям. Таке захисне покриття [66], наприклад, може бути приклеєне по периметру створеної структури. Крім того, для отримання монохроматичних пучків світла можуть бути використані спеціальні оптичні фільтри для виділення певної зони спектра.

Розроблені та виготовлені композитні призми були протестовані методом опитування пацієнтів. За висновком автора [66], вони мають кращі оптичні характеристики в порівнянні з традиційними монопризмами з акрилового пластику CR-39 і мікропризмами компанії "3M" (США), що випускаються під торговою маркою "3MTMPress-OnTMPrisms".

1.3. Кільцеві фокусуючі Френелівські структури та методи їх формування

Одним з напрямків використання мікропризмових структур є фокусування оптичних зображень. Перші запропоновані плоскі лінзи Френеля було виготовлено саме для фокусування променів світла маяків. Подібні структури і досі використовуються в освітлювачах маяків замість традиційних товстих великих і важких об'ємних скляних лінз.

Запропоновано багато методів розрахунку оптичних параметрів та виготовлення фокусуючих лінз Френеля [67–75]. При великих розмірах такої фокусуючої оптики сьогодні не існує проблем з їх виготовленням. Але створення мікрорельєфних френелівських структур малого розміру вимагає застосування спеціальних методик. Найбільш перспективними для виготовлення мікрооптики вважаються методи з використанням кіноформних оптичних елементів [67]. Приклад такої структури зображений на рис. 1.25. Кіноформні оптичні елементи являють собою тонку плівку з дифракційним мікрорельєфом, тобто фазову дифракційну ґратку спеціального профілю, яка в багатьох випадках замінює звичайну рефракційну лінзу. Згідно оцінкам [67], мінімальний розмір такої структури може становити 10 мкм, а похибка встановлення її границь – не більш 1 мкм.

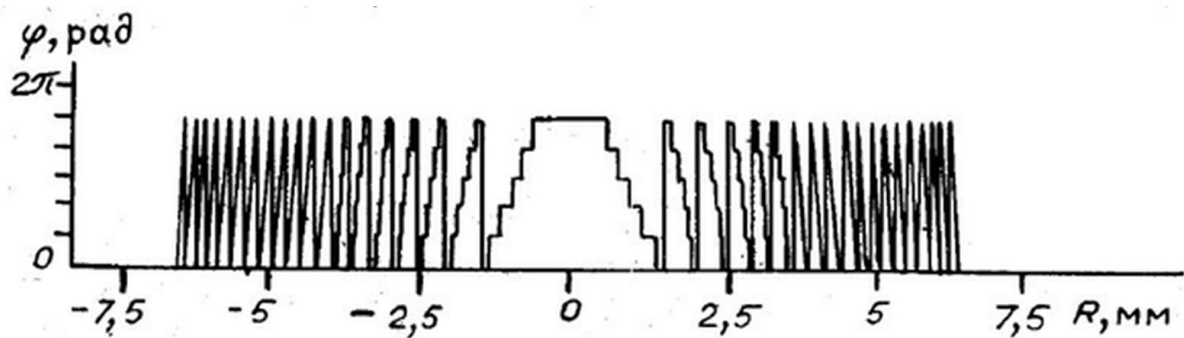


Рис.1.25. Схема типової кіноформної структури [67]

Для створення таких структур застосовуються методи фотолітографії з наступним травленням фоторезисту, для формування на фоторезисті необхідних зображень використовуються генератори оптичних зображень з комп'ютерним керуванням. В кіноформному вигляді можна створювати лінзи, призми та об'єктиви, які практично неможливо виготовити звичайними методами геометричної оптики.

Недоліком кіноформних структур є значний хроматизм формуємих зображень, який притаманний будь-яким дифракційним оптичним елементам. Тому кіноформні структури не використовуються для

формування візуальних зображень в білому світлі, але часто застосовуються лише для фокусування монохроматичного випромінювання.

Існують і інші методи формування мікрорельєфу. В дисертаційній роботі Полещука [76] проаналізовано майже всі методи виготовлення мікрорельєфних структур. Автором досліджено проблему похибок при виготовленні таких дифракційних оптичних елементів (ДОЕ), визначені основні джерела похибок та залежність фази дифрагованого хвильового фронту від помилок виготовлення ДОЕ, що впливає на їх характеристики.

Відмітимо, що роботи [76] з розрахунків параметрів ДОЕ в Інституті автоматики та електрометрії Сибірського відділення Російської академії наук (ІАЕ СО РАН) доведено до етапу практичного виготовлення відповідних пристроїв, створено відповідну комп'ютерну лазерну систему запису мікрорельєфу на фоторезист. Система функціонує в полярній системі координат і створена для виготовлення різних типів дифракційних ґраток, зонних пластинок Френеля, а також практичних пристроїв для оптичних вимірювань – кутових шкал та прецизійних лімбів. Основною причиною помилок при запису інформації автором [76] визначено точність лінійного переміщення лазерного променя по поверхні та зміну геометричних розмірів лазерної плями при коливаннях потужності лазерного випромінювання. Саме такі помилки визначають розмір зони запису одиночного елемента ДОЕ. Принципова схема станції запису [76] наведена на рис. 1.26.

На основі розроблених автором [76] оптико-електронних блоків запису та керування потужністю лазера в ІАЕ СО РАН створено, декілька варіантів лазерної станції з горизонтальним і вертикальним розміщенням осі обертання шпинделя. Для виготовлення ДОЕ з будь-якою структурою, яку можливо задати в полярній системі координат, в 90-х роках було створено станцію типу CLWS-300, яка сьогодні працює в декількох наукових центрах Росії, Італії, ФРН та Китаю. Станція CLWS-300 дозволяє формувати ДОЕ з діаметром 1–300 мм, товщина утворюючої пластини 0,5–25 мм, довжина хвилі променя лазера 457–514 нм, діаметр лазерної плями 0,5 мкм, точність

радіального позиціонування 50 нм, точність визначення кутів 1-2 кутові секунди, швидкість обертання шпинделя (2–15) об./сек.

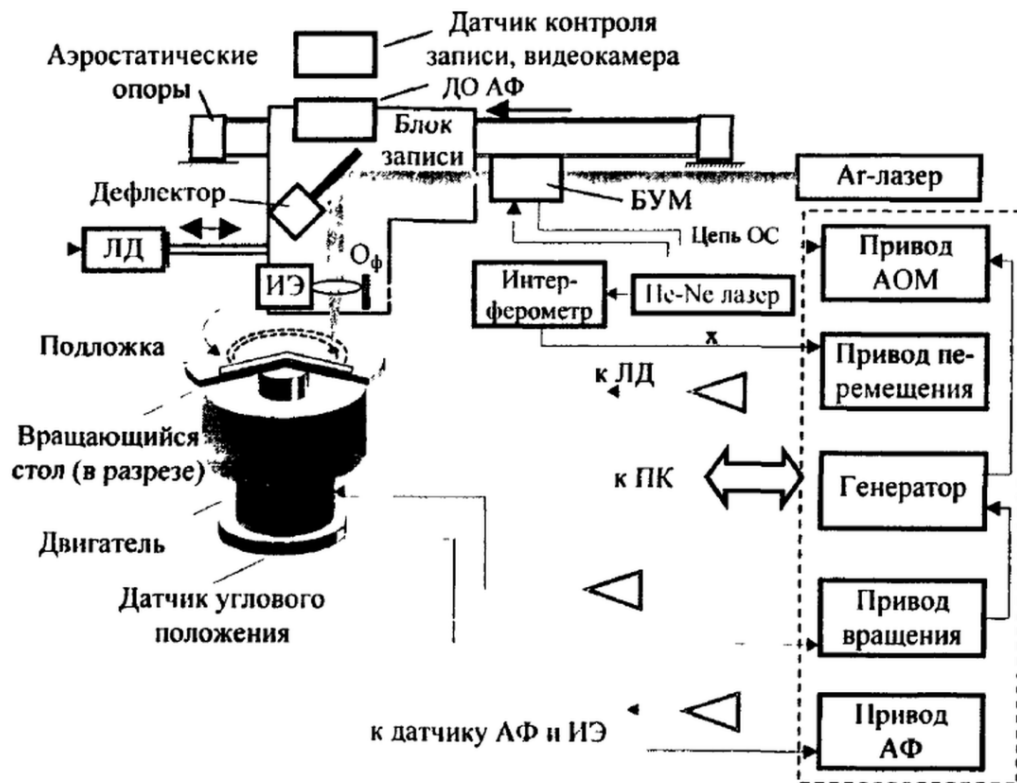


Рис. 1.26. Схема станції лазерного запису [76].

В роботі [76] також розглянуто методи прямого лазерного запису дифракційних мікрорельєфних структур. На думку автора, найбільш перспективними є технології з використанням термохімічних та термофізичних процесів в тонких плівках металів та напівпровідників. Для виготовлення високоякісних фотошаблонів ДОО запропоновано метод запису необхідного мікрорельєфу сфокусованим променем лазера на пластину з плівкою хрому та фоторезистом, яка обертається з постійною лінійною швидкістю. Головною перевагою методу є висока просторова роздільна здатність – до 2000 штр./мм. Оптимальним матеріалом для виготовлення амплітудних ДОО [76] є хром, який має високу твердість, ефективно поглинає випромінювання, має достатню адгезію до пластикових утворюючих пластин. Загальний вигляд виготовленого таким методом ДОО ілюструє рис. 1.27.

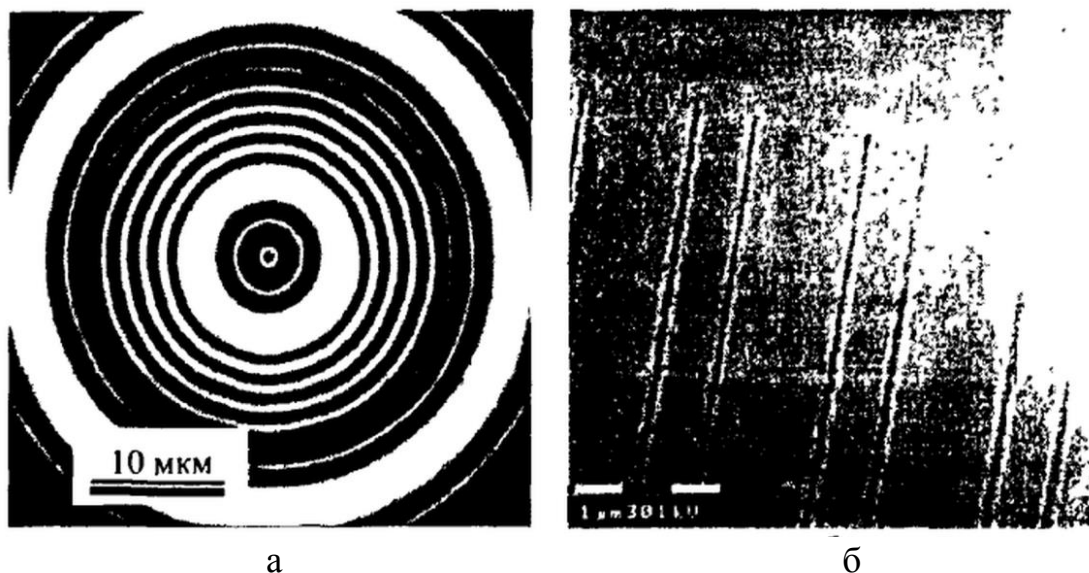


Рис. 1.27. Загальний вигляд ДОЕ [76], створеного методом прямого лазерного запису: а– масштаб 10 мкм; б– масштаб 0,3 мкм

В роботі [77] запропоновано метод створення планарної рефракційної мікрооптики з апертурою до 2 мм і висотою рельєфу до 200 мкм з використанням спеціального програмного забезпечення. Технологія [77] виготовлення планарних лінз схематично зображена на рис. 1.28.

На першому етапі на окислену поверхню пластини з кремнію наноситься шар фоторезисту (рис. 1.28-а). Методом фотолітографії з наступним проявленням в травнику в фоторезисті формується необхідний рисунок лінзи (рис. 1.28-б). На наступному етапі при іонно-плазмовому травленні в атмосфері CHF_3 рисунок лінзи копіюється в шар окислу SiO_2 (рис. 1.28-в). Отримана двошарова структура використовується в якості маски для наступного процесу переносу рисунку на поверхню кремнію шляхом травлення в плазмі SF_6 . (рис. 1.28-г). Наприкінці процесу шар фоторезисту остаточно видаляється (рис. 1.28-д).

Запропонованим методом в роботі [77] було сформовано планарні фокусуючі елементи з кремнію для рентгенівського випромінювання. На рис. 1.29 зображено набір параболічних лінз з апертурою 100 мкм та кратністю лінз в ряду від 1 до 8 з глибиною мікрорельєфу 100 мкм. Фокусна відстань становила 1,1 м для енергії випромінювання $E = 1,48 \text{ KeV}$.

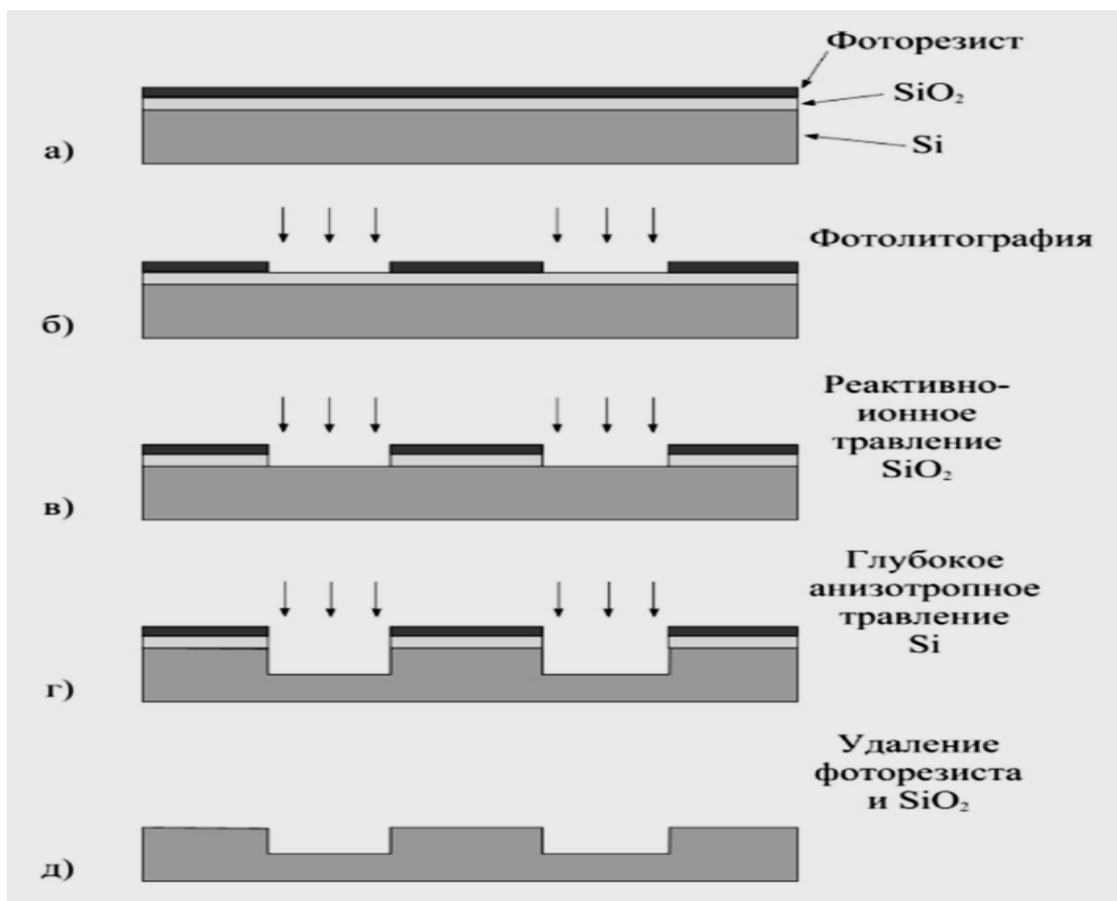


Рис.1.28. Схема процесу виготовлення кіноформних структур [77]

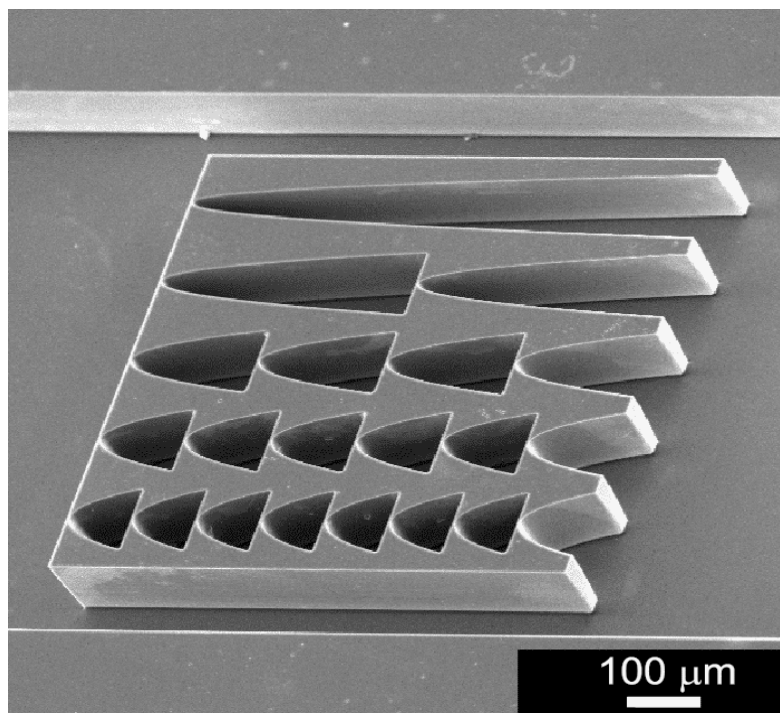


Рис. 1.29. Набір параболічних лінз з апертурою 100 мкм та кратністю лінз в ряду від 1 до 8, виготовлених методом [77]

На рис. 1.30 зображений рельєф виготовленої [77] аналогічним методом тестової планарної аперіодичної структури з мінімізованим поглинанням.

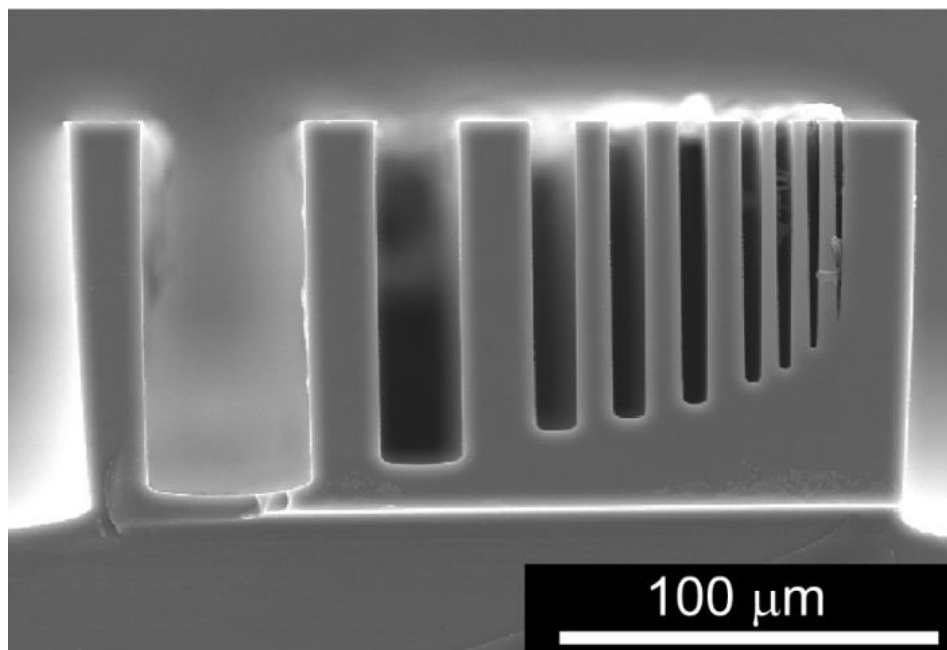


Рис. 1.30. Створена методом [77] тестова аперіодична структура

Однак, якість робочих поверхонь [76–77], отриманих методом прямого лазерного запису, як свідчать наведені на рис.1.29–1.30 ілюстрації, не може вважатися оптичною. Такі поверхні призначені виключно для фокусування променів, вони не придатні для формування прецизійних візуальних зображень, як це потрібно для офтальмологічних мікропризм, або для формування високоякісних гомогенізованих світлових променів.

Аналогічні висновки можна зробити щодо фокуруючих структур, які виготовлені методом фотолітографії з наступним травленням фоторезисту.

Таким чином, необхідні подальші дослідження зі створення фокуруючих мікропризмових структур з плоскими дзеркальними гранями високої оптичної якості, які можна сформувати тільки методом алмазного різання [1].

1.4. Висновки до розділу 1

Проведено аналіз існуючих мікрорельєфних структур для світлоповертання та рефракції променів, а також структур для фокусування оптичних зображень.

1. Показано, що сьогодні не існує досконалих світлоповертачів з універсальними світловими характеристиками для всього діапазону кутів освітлення. Тому необхідні дослідження зі створення асиметричних та симетричних світлоповертальних елементів для необхідних кутів освітлення ϕ_0 , в тому числі і для малих кутів.

При моделюванні оптимальних оптичних параметрів таких елементів **для розробки досконалих світлоповертачів** доцільно в подальших дослідженнях сконцентруватися на розгляді мікропризмових світлоповертачів з дзеркальними відбивними гранями, які забезпечують найбільш ефективне світлоповертання, а саме:

1.1. Для **асиметричних світлоповертачів** необхідне моделювання їх оптичних параметрів та розрахунок геометричних характеристик, за яких робоча світловідбивна поверхня пристрою займає повну площу його поверхні. При виготовленні дзеркальних робочих поверхонь такого катафоту методом алмазного різання необхідно також змоделювати вплив кутів ріжучого інструменту на оптичні характеристики отриманого пристрою. В результаті можливо розробити та виготовити на практиці асиметричні катафоти для будь-якого заздалегідь заданого кута освітлення з максимальною робочою поверхнею.

1.2. Для **симетричних світлоповертачів** основну увагу при моделюванні заслуговує напрямок створення пристроїв з розширеною діаграмою світлоповертання. Одним з підходів полягає в металізації поверхонь одиничного куткового відбивача, при цьому відбивання світла здійснюється від металізованих поверхонь замість повного внутрішнього відбивання від прозорих дзеркальних граней. Іншим варіантом є

моделювання симетричних світлоповертачів з нахилом осі, що дозволяє створювати пристрої з розширеною діаграмою світлоповертання в напрямку нахилу зазначеної осі.

Розроблені методи моделювання обох типів світлоповертачів повинні враховувати явища **дифракції на періодичній мікропризмовій структурі** для відбитих променів, внаслідок чого відбувається додаткове розширення світлового пучка.

2. Результати виконаних робіт зі створення **мікропризмових структур для офтальмології** свідчать, що на сьогодні не існує універсальних мікропризмових виробів, які задовольняли б одночасно всім вимогам фахівців-офтальмологів. Показано, що:

2.1. Мікропризмові френелівські структури є найбільш зручним засобом діагностики і практично єдиною можливістю для створення комбінованих складних призм-рефракційних лінз великої призматичної дії для їх застосування в лікувальних окулярах.

2.2. Для створення оптимальних за своїми оптичними параметрами високоякісних мікропризм і мікропризмових пристроїв, в тому числі ахроматичних мікропризм, потрібна розробка методів моделювання і детальні розрахунки геометричних і оптичних характеристик рефракційних і дифракційно-рефракційних ахроматичних мікропризмових структур.

2.3. При формуванні мікрорельєфних металевих поверхонь матриць-оригіналів френелівських структур для офтальмології на основі математичного моделювання оптимальних параметрів таких структур доцільно використовувати метод прямого механічного різання із застосуванням алмазних різців з однією ріжучою гранню, що дозволить забезпечити високу оптичну якість заломлюючих поверхонь.

2.4. Необхідне моделювання оптимальних фізико-технічних параметрів жорстких мікропризм для діагностики дефектів зору, в результаті можна

очікувати створення нового типу жорстких мікропризм Френеля з прозорих оптичних пластиків.

2.5. Для **створення складних окулярів** з призма-рефракційними лінзами для лікування косоокості необхідне моделювання параметрів таких пристроїв з урахуванням необхідності захисту мікрорельєфу у виробках від зовнішніх пошкоджень з тим, щоб оптичні властивості мікропризм не змінювалися навіть при тривалій експлуатації виробів.

Використана при розрахунках модель офтальмологічних мікропризм повинна враховувати зміну параметрів пристроїв внаслідок **дифракції світла** на періодичній мікрорельєфній структурі, що дозволить отримувати оптимальні мікрорельєфні структури.

3. Результати виконаних робіт зі створення **мікрорельєфних структур для фокусування зображень** свідчать, що на сьогодні не існує таких структур необхідної оптичної якості.

Методом прямого лазерного запису можна сформувати рефракційні поверхні для фокусування променів світла, але такі структури не придатні для формування прецизійних візуальних зображень, як це потрібно для офтальмологічних мікропризм або для високоякісного формування гомогенізованих променів. Тому необхідні подальші дослідження зі створення фокусуючих мікропризмових структур з плоскими дзеркальними гранями, які можна сформувати тільки методом алмазного різання [1].

РОЗДІЛ 2. МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ТРИВИМИРНИХ МІКРОРЕЛЬЄФНИХ СТРУКТУР ДЛЯ СВІТЛОПОВЕРТАННЯ

Для ряду технічних застосувань (дорожні знаки, світлоповертаючі стрічки, маркери для автошляхів) потрібні світлоповертальні елементи, які мають максимальну ефективність для певного заздалегідь заданого кута їх освітлення світловим потоком з регульованою в широкому діапазоні 25–60 град кутовою діаграмою світлоповертання.

Для створення таких елементів автором запропоновані геометрично-алгебраїчні моделі таких світлоповертачів та розроблено методи моделювання їх оптимальних параметрів, що дозволило при існуючій технологічній і технічній оснащеності ІПРІ НАН України виготовляти сучасні високоефективні світлоповертаючі структури для дорожнього господарства.

У цьому розділі наводяться як теоретичні, так і експериментальні результати моделювання оптичних характеристик світлоповертачів, а також здійснюється детальний їх аналіз з метою створення оптимальних відповідних пристроїв.

2.1. Математичне моделювання асиметричних світлоповертачів

Задача створення високоефективного асиметричного світлоповертача може бути розділена на дві частини:

- розробка геометричної моделі асиметричного світлоповертального елемента, яка дозволяє провести оптимізацію його основних параметрів;
- математичне моделювання параметрів асиметричного світлоповертача для створення високоефективних світлоповертаючих елементів з використанням розробленого технологічного оснащення та інструменту на основі розрахункових параметрів.

2.1.1. Теоретична модель та оптимізація геометричних параметрів асиметричних світлоповертачів

Розглянемо [78] типовий кутовий асиметричний мікропризмовий відбивач світла, який має максимальний коефіцієнт світлоповертання при великих кутах освітлення $\varphi_0 = 30\text{--}70$ град. Геометрична модель такого одиничного асиметричного елемента наведена на рис. 2.1, де L та W – крок серій вузьких та прямокутних канавок, відповідно; D – глибина канавок рельєфу.

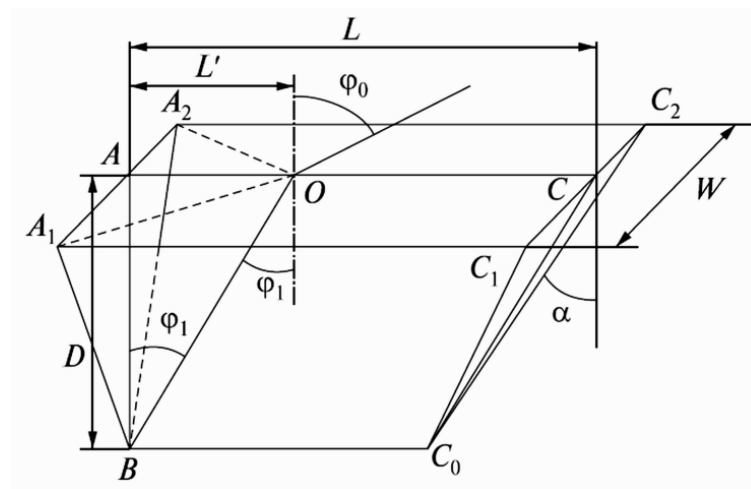


Рис. 2.1. Модель одиничного світлоповертального елемента асиметричного типу

Тригранна мікрокубічна структура такого світлоповертаюча формується двома серіями взаємно перпендикулярних канавок рельєфу, які в той чи інший спосіб створюються на утворюючій поверхні. Одна з канавок має кут 90 град., а інша виготовляється таким чином, що одна її стінка перпендикулярна до утворюючої поверхні, а друга стінка нахилена під гострим кутом відносно нормалі до поверхні $\alpha = 20\text{--}35$ град.

Світлоповертання забезпечується за рахунок принципу повного внутрішнього відбиття світла [20]. Під моделюванням та оптимізацією таких асиметричних світлоповертаючих елементів будемо розуміти розробку структур, які мають для заданого кута освітлення φ_0 максимально можливий

коефіцієнт активної апертури $S_E(\varphi_0)$, тобто відношення площі робочої зони S^* до загальної площі його поверхні S_0 , тобто $S_E(\varphi_0) = S^*/S_0 \approx 100\%$.

Будемо розглядати найбільш часто реалізовуваний випадок освітлення елемента світловим потоком Ψ_0 вздовж напрямку прямокутної канавки під кутом φ_0 до утворюючої поверхні $A_1A_2C_2C_1$. Кут φ_0 відраховується від нормалі до поверхні. Будемо називати його кутом освітлення світлоповертального елемента, як це прийнято в світлотехніці, або кутом падіння променя, як це прийнято в оптиці.

При освітленні світлоповертача променем світла, який падає на утворюючу поверхню під кутом φ_0 , частина світла відбивається від утворюючої поверхні з коефіцієнтом відбиття k_C , а інша його частина пройде всередину елемента з коефіцієнтом k_B . Кут заломлення променя світла φ_1 всередині елемента для будь-якого заданого кута освітлення φ_0 можна визначити за допомогою закону заломлення світла Снеліуса [20]:

$$n_0 \sin \varphi_0 = n_1 \sin \varphi_1 \quad (2.1)$$

де n_0 и n_1 – коефіцієнти заломлення для середовища та матеріалу світлоповертача, відповідно.

При визначенні площі робочої зони $S = WL$ світлоповертального елемента будемо виходити з того, що кожному куту освітлення елемента φ_0 і відповідному куту заломлення φ_1 відповідає проекція A_1A_2O відбивної грані A_1A_2B на утворюючу поверхню в напрямку φ_1 (рис. 2.1). Промені світла, які проходять з повітря всередину катафоту і перетинають проекцію A_1A_2O , після відбиття від трьох взаємно перпендикулярних граней $A_1BC_0C_1$, $A_2BC_0C_2$ та A_1A_2B вийдуть із світлоповертального елемента під тими ж кутами φ_1 і φ_0 , тобто виникне "катафотний" ефект. Ясно, що промені, які паралельні розглянутим і проходять симетрично відносно точки O через зону дзеркального відображення A_1A_2O грані A_1A_2B після відбиття від двох бокових граней $A_1BC_0C_1$ і $A_2BC_0C_2$, також зазнають "катафотний" ефект.

Аналогічним чином відбувається і світлоповертання для променів, які відбиваються спочатку від бокових граней, а потім від торцевої грані A_1A_2B .

Звідси можна визначити умови оптимальності світлоповертального елемента, коли все промені, що потрапили на його утворювальну поверхню, розгорнуться в зворотному напрямку. Для заданого кута падіння φ_0 величина робочої зони $S(\varphi_0) = WL$ в проекції на утворювальну поверхню в напрямку φ_1 визначиться з урахуванням співвідношення (2.1) наступним чином:

$$S(\varphi_0) = WL = 2 WD \operatorname{tg} \varphi_1 = 2 WD \operatorname{tg} (\sin^{-1}((n_0 \sin \varphi_0) / n_1)) \quad (2.2)$$

Потік світла Ψ_0 , що падає під кутом φ_0 на границю розділу середовищ "повітря - полікарбонат" буде поширюватися всередині катафоту під кутом $\varphi_1 = \sin^{-1}((n_0 \sin \varphi_0) / n_1)$. Оскільки кут широкої канавки становить 90 град. і тому крок $W = 2D$, з виразу (2.2) можна отримати:

$$L/W = \operatorname{tg} (\sin^{-1}((n_0 \sin \varphi_0) / n_1)) \quad (2.3)$$

Таким чином, для кожного кута освітлення φ_0 можна встановити [78] співвідношення L/W між кроками серій широких прямокутних і вузьких канавок асиметричного світлоповертального елемента, при якому величина його робочої зони $S(\varphi_0)$ максимальна ($S(\varphi_0) = S_0$) і коефіцієнт активної апертури $S(\varphi_0)/S_0$ становить 100 %. Графік залежності (2.3) наведено на рис. 2.2 для випадку, коли мікропризмний рельєф безпосередньо контактує з повітрям, тобто величина $n_0 = 1,0$; а коефіцієнт $n_1 = 1,585$, оскільки світлоповертальні елементи розглянутого типу найчастіше за все виготовляються з полікарбонату.

Наприклад, для кута освітлення $\varphi_0 = 60$ град., який реалізується для світловідбивальних вставок дорожніх катафотів, максимальна величина активної апертури $S(\varphi_0)/S_0 = 100$ % відповідає співвідношенню $L/W = 0,6525$. Іншими словами, для величини $L/W = 0,6525$ кут φ_0^* , при якому світлоповертання є максимальним, складає 60 град.

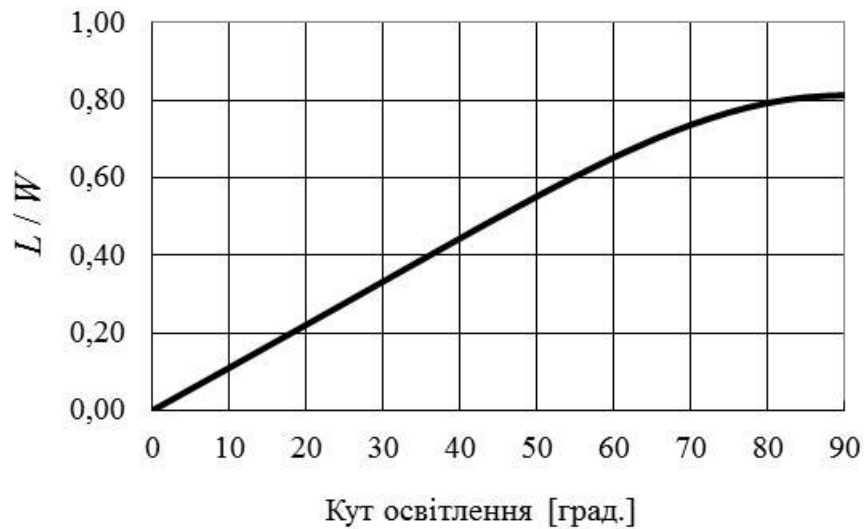


Рис. 2.2. Співвідношення L/W , при якому $S(\varphi_0)/S_0 = 100\%$ для структури "полікарбонат - повітря"

Результати моделювання свідчать, що при великих значеннях L/W частина світла буде проходити через світлоповертальний елемент після тільки двох відбиттів світла від його бокових граней без "катафотного" ефекту.

При менших значеннях L/W частина робочої зони на утворювальній поверхні буде екрануватися верхнім ребром C_1C_2 вузької канавки і потік світла після внутрішнього відбиття від всіх трьох граней елемента буде розсіюватися всередині катафоту, зменшуючи тим самим ефективність світлоповертання.

Грань $C_0C_1C_2$ світлоповертального елемента є неробочою, однак кут α між нею і вертикальною торцевою гранню A_1A_2B повинен бути менше кута φ_1 , тому що в іншому випадку частина робочих бокових поверхонь буде екрануватися цієї нахиленою гранню і тому ця частина поверхонь випадає з процесу світлоповертання.

В загальному випадку залежність коефіцієнта активної апертури (ефективної поверхні) $S(\varphi_0)/S_0$ від кута освітлення φ_0 для елемента з полікарбонату ($n_1 = 1,585$), який знаходиться в повітрі ($n_0 = 1,0$) і

оптимізований для будь-якого кута освітлення φ_0^* , визначиться з урахуванням (2.3) наступним чином:

$$\begin{aligned} S(\varphi_0)/S(\varphi_0^*) &= \operatorname{tg}(\sin^{-1}((\sin \varphi_0)/1,585))/\operatorname{tg}(\sin^{-1}((\sin \varphi_0^*)/1,585)) \\ &\text{для } L^* < L \\ S(\varphi_0)/S(\varphi_0^*) &= \operatorname{tg}(\sin^{-1}((\sin \varphi_0^*)/1,585))/\operatorname{tg}(\sin^{-1}((\sin \varphi_0)/1,585)) \\ &\text{для } L^* > L \end{aligned} \quad (2.4)$$

Графік функції (2.4) наведено на рис. 2.3 для світлоповертачів, оптимізованих для кутів освітлення φ_0^* в діапазоні 10–90 град. Отримані співвідношення (2.4) дозволяють обчислити оптимальну ефективну поверхню елемента $S(\varphi_0)/S_0$ в залежності від зміни кута φ_0 .

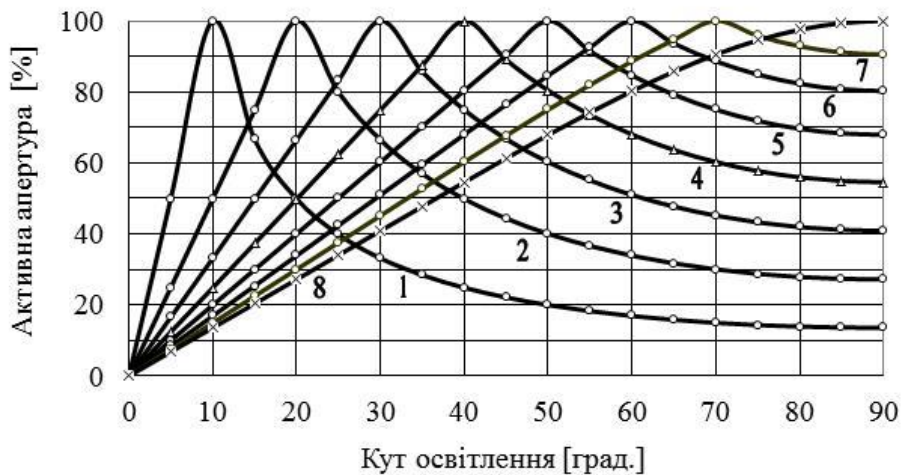


Рис. 2.3. Залежність активної апертури $S(\varphi_0)/S_0$ від кута освітлення φ_0 для кутів оптимізації $\varphi_0^* = 10$ град. (крива 1), 20 (2), 30 (3), 40 (4), 50 (5), 60 (6), 70 (7) та 90 град. (крива 8).

Взаємозв'язок між ефективною поверхнею $S(\varphi_0)/S_0$ та коефіцієнтом світлоповертання $R(\varphi_0)$ можна визначити наступним чином [79]:

$$R(\varphi_0) = A_0 \cos(\varphi_0) k_B(\varphi_0) S(\varphi_0)/S_0 \quad (2.5)$$

У виразі (2.5) величина $A_0 = 2750$ кд / (лк м²) – нормувальний множник, який враховує зв'язок між освітленістю поверхні і світлоповертанням і який був встановлений експериментально; функція $\cos(\varphi_0)$ враховує зміну освітленості одиничної площадки при нахилі поверхні на кут φ_0 до напрямку світлового потоку Ψ_0 ; величина $S(\varphi_0)/S_0$ – ефективна поверхня елемента,

визначена згідно з (1.4); коефіцієнт пропускання потоку світла $k_B(\varphi_0)$ через утворювальну поверхню можна розрахувати за формулами Френеля [20]:

$$k_B(\varphi_0) = 1,0 - 0,5(\sin^2(\varphi_0 - \varphi_1) / \sin^2(\varphi_0 + \varphi_1) + \operatorname{tg}^2(\varphi_0 - \varphi_1) / \operatorname{tg}^2(\varphi_0 + \varphi_1)) \quad (2.6)$$

При експериментальному визначенні значення множника A використовувались методи кількісної спектроскопії, з успіхом застосовані раніше при прецизійних дослідженнях енергетичного балансу та структури заселеності атомних рівнів атомно-молекулярної низькотемпературної плазми, викладені в роботах [82–84].

Залежність коефіцієнта пропускання $k_D(\varphi_0)$ от кута падіння φ_0 наведена на рис. 2.4.

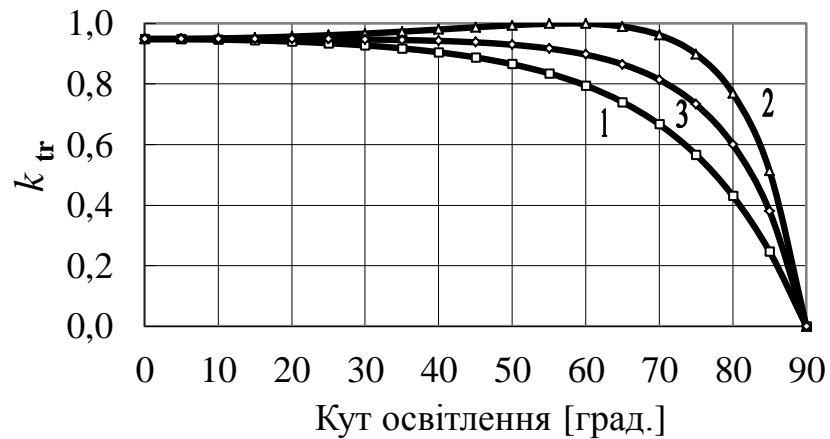


Рис. 2.4. Залежність коефіцієнта пропускання $k_D(\varphi_0)$ від кута падіння φ_0 : 1— паралельна компонента; 2— перпендикулярна; 3— сумарна величина

При розрахунках ефективної апертури $S(\varphi_0)/S_0$ передбачалося, що відбувається повне внутрішнє відбиття переломленого променю світла від відбивних граней елемента, що повністю справедливо для розглянутого випадку. Також вважалося, що поглинання світла всередині світлоповертачів несуттєво, тобто $k_C + k_B = 1,0$. Графіки залежності коефіцієнта світлоповертання $R(\varphi_0)$, розрахованого згідно (2.5) для різних кутів освітлення φ_0^* наведені на рис. 2.5. Для кута $\varphi_0^* = 70$ град. наведені як теоретична (крива 7), так і експериментальна (крива 9) залежності, Дані 9

отримані для системи "полікарбонат - повітря" за умови $L/W = 0,73$.

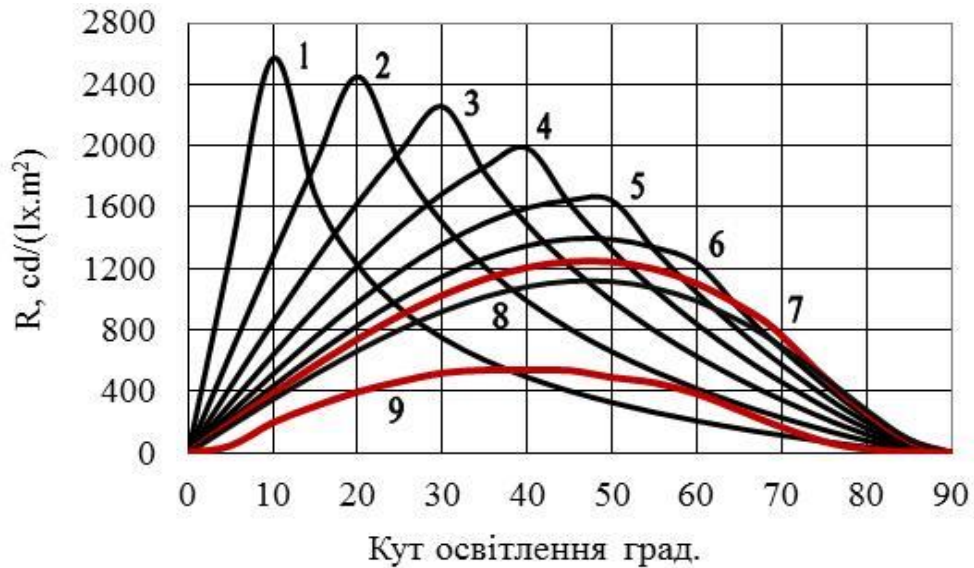


Рис. 2.5. Коефіцієнт світлоповертання для кутів оптимізації $\varphi_0^* = 10$ град. (крива 1), 20 (2), 30 (3), 40 (4), 50 (5), 60 (6), 70 (7) та 80 град. (крива 8). Крива 9 – експеримент ІПРІ (Україна)

Порівняння величин, розрахованих згідно з формулою (2.5), з експериментальними даними ІПРІ НАН України показує, що розрахункова модель якісно точно характеризує спостережувані явища. Кількісна ж відмінність кривих 7 та 9 на рис. 2.5 пояснюється недосконалістю оптичних робочих поверхонь реальних світлоповертальних елементів внаслідок наявності на них дефектів, які виникають при формуванні на підкладці з полікарбонату мікрорельєфної структури.

Для зменшення впливу на величину світлоповертання $R(\varphi_0)$ освітленості поверхні з рельєфом, яка пропорційна $\cos(\varphi_0)$, можливо створювати світловідбивну структуру на нахилений утворюючої поверхні. Параметри такої структури промодельована і саме така конструкція запатентована в Україні [86].

Для виготовлення робочих зразків катафотів з прозорих оптичних пластиків необхідно методами гальванопластики виготовляти металеві матриці-копії структур [87], з яких в подальшому методами термопресування

або лиття під тиском виготовляються кінцеві світлоповертальні пристрої [10].

Таким чином, отримані в результаті математичного моделювання геометричні параметри та співвідношення між кроками серій вузьких і широких канавок мікрорельєфу асиметричного світлоповертального елемента дозволяють розробляти високоефективні асиметричні світлоповертачі для будь-яких робочих кутів освітлення в діапазоні від 10 до 80 град.

2.1.2. Моделювання процесу екранування мікрорельєфу

В розділі 2.1.1 при моделюванні оптичних параметрів світлоповертальних елементів враховувались лише їх геометричні параметри. Однак, необхідно також врахувати вплив на оптичні характеристики особливостей технологічного процесу виготовлення світлоповертачів. Коли мікропризмий рельєф формується на утворювальній поверхні світлоповертального елемента методом "алмазного" різання [1], існують додаткові вимоги до кута заточування ріжучого інструменту. Так, ріжучий кут алмазного різця α_G , який використовується для формування вузької канавки асиметричного катафоту, оптимізованого для певного кута освітлення φ_0^* , не повинен перевищувати відповідний кут заломлення променів всередині катафоту φ_1^* . Виникають додаткові втрати потоку світла при світлоповертанні, якщо з яких-небудь технічних причин неможливо виготовити різець з досить гострим ріжучим кутом і величина α_G перевищує кут φ_1^* , а формування вузьких канавок проводиться для кутів оптимізації φ_0^* , визначених відповідно до виразу (1.4).

Розглянемо випадок "А", коли вершина різця з кутом $\alpha_G > \varphi_1^*$ торкається будь-якої точки ребра C_1C_2 (рис. 2.1). У цьому випадку частина бокових робочих поверхонь катафоту взагалі не може бути сформована таким різцем. Площа цієї зони S_1 в проекції на поверхню $A_1A_2C_2C_1$ в

напрямку кута φ_1^* становить величину $WD (\operatorname{tg} \alpha_G - \operatorname{tg} \varphi_1) / 2$. Тоді відповідний коефіцієнт k_1 зменшення (екранування) робочих поверхонь світлоповертача $S_{\varphi 0}$ з урахуванням виразу (2.4) визначиться наступним чином:

$$k_1 = (S_{\varphi 0} - S_1) / S_{\varphi 0} = (3 \operatorname{tg} \varphi_1^* - \operatorname{tg} \alpha_G) / 2 \operatorname{tg} \varphi_1^* \quad (2.7)$$

З таким коефіцієнтом екранізації k_1 можна обчислити ефективну апертуру елемента $S(\varphi_0)/S_0$. Для різця з кутом $\alpha_G = 36$ град., який є доцільним з ряду технологічних міркувань, графіки величини $S(\varphi_0)/S_0$, обчислені відповідно до (2.4) з урахуванням екранування (2.7), наведені на рис. 2.6.

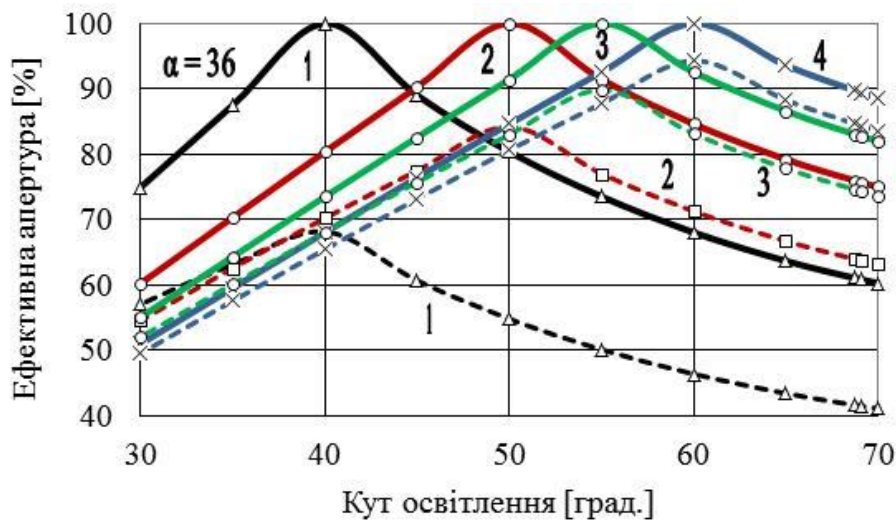


Рис. 2.6. Ефективна апертура $S(\varphi_0)/S_0$ залежно від кута освітлення φ_0 для кута оптимізації $\varphi_0^* = 40$ град. (крива 1), 50 (2), 55 (3) та 60 град. (крива 4): суцільна лінія – кут різця α_G дорівнює куту φ_1^* , пунктир – кут різця $\alpha_G = 36$ град.

Такий випадок "А" формування мікрорельєфу є найбільш реальним, тому що торкання ребра C_1C_2 катафоту кромкою алмазного різця передбачає формування мікропризмової структури з фіксованим кроком W , що зазвичай реалізується на практиці.

Для різця з робочим кутом $\alpha_G = 40$ град., який набагато легше сформувати з алмазної заготовки, графіки величини $S(\varphi_0)/S_0$, розраховані згідно (2.4) з урахуванням екранування (2.7), наведені на рис. 2.7.

Результати моделювання свідчать, що використання різця з кутом $\alpha_G = 40$ град. менш доцільне, тому що в цьому випадку навіть при великих кутах освітлення $\varphi_0 = 50\text{--}60$ град. неможливо забезпечити коефіцієнт активної апертури $S(\varphi_0)/S_0$, більший за 60–65 %. Для кута різця $\alpha_G = 36$ град. величина $S(\varphi_0)/S_0 \approx 100\%$ відповідає кутам освітлення $\varphi_0 \approx 60$ град., який є оптимальним для створення дорожніх катафотів. Для отримання величини $S(\varphi_0)/S_0 = 100\%$ для кута $\varphi_0 = 30\text{--}35$ град., необхідно використовувати різець з кутом $\alpha_G \approx 27$ град., який на практиці досить важко виготовити.

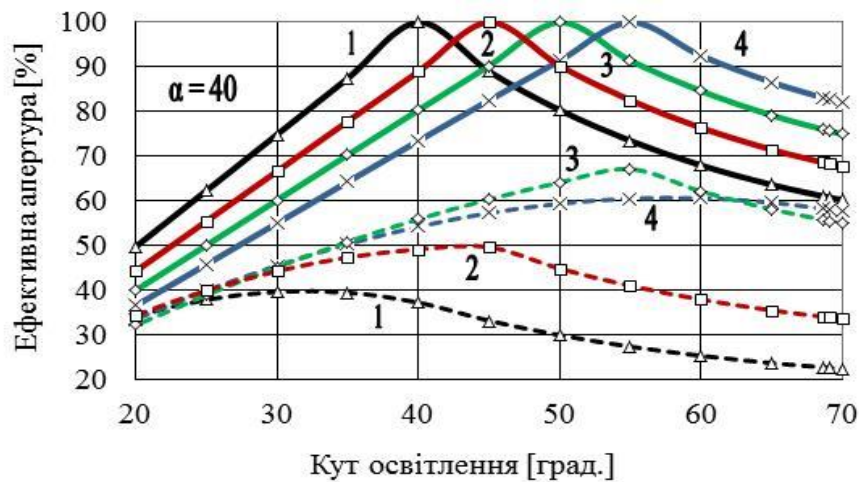


Рис. 2.7. Ефективна апертура $S(\varphi_0)/S_0$ залежно від кута освітлення φ_0 для кута оптимізації $\varphi_0^* = 40$ град. (крива 1), 45 (2), 50 (3) та 55 град. (крива 4): суцільна лінія – кут різця α_G дорівнює куту φ_1^* , пунктир – кут різця $\alpha_G = 40$ град.

У разі формування мікрорельєфу в випадку "B", коли вершина різця з кутом $\alpha_G > \varphi_1^*$ торкається точки C_0 (рис. 2.1), на утворювальній поверхні світлоповертача $A_1A_2C_2C_1$ формується додаткова зона $S_2 = WD (\text{tg } \alpha_G - \text{tg } \varphi_1^*)$ та створюються дві відповідні додаткові зони на бокових його поверхнях, які не є робочими для визначеного за виразом (2.4) кута оптимізації φ_1^* . Для цього випадку додатковий коефіцієнт k_2 зменшення ефективної поверхні катафоту $S(\varphi_0)/S_0$ дорівнює:

$$k_2 = S_{\varphi_0}/(S_{\varphi_0} + S_2) = 2 WD \text{tg } \varphi_1^* / (2 WD \text{tg } \varphi_1^* + (WD (\text{tg } \alpha_G - \text{tg } \varphi_1^*))) = 2 \text{tg } \varphi_1^* / (\text{tg } \varphi_1^* + \text{tg } \alpha_G) \quad (2.8)$$

Для цього випадку "B" графік ефективної апертури $S(\varphi_0)/S_0$ в залежності від кута освітлення φ_0 наведено на рис. 2.8, де всі позначення аналогічні рис. 2.7. Відзначимо, що цей випадок формування мікрорельєфу є чисто теоретичним і на практиці застосовується рідко.

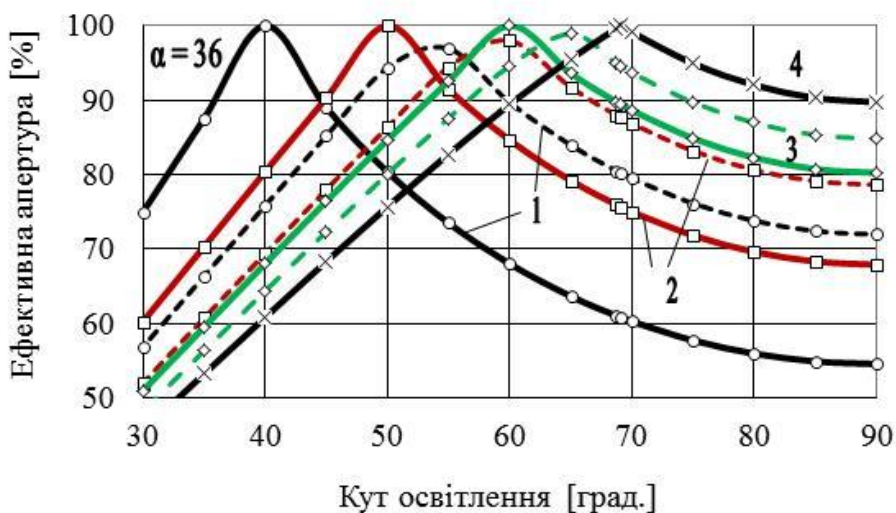


Рис. 2.8. Ефективна поверхня $S(\varphi_0)/S_0$ залежно від кута освітлення φ_0 для кута оптимізації $\varphi_0^* = 40$ град. (крива 1), 50 (2), 60 (3) та 69,1 град. (крива 4): суцільна лінія – кут різця α_C дорівнює куту φ_1^* , пунктир – кут різця $\alpha_G = 36$ град.

Таким чином, математичне моделювання геометричних параметрів асиметричних світлоповертачів дозволяє створити високоефективні конструкції мікропризмових пристроїв для різних кутів освітлення в залежності від необхідних умов їх експлуатації.

Відмітимо, що всі світлоповертаючі елементи незалежно від їх конструкції мають один принциповий недолік, який полягає в наступному. При незмінному падаючому потоці Ψ_0 з ростом кута освітлення φ_0 до величин, що перевищують 55–60 град., значно збільшуються втрати світлоповертання через зменшення освітленості одиничної поверхні катафоти $\Psi(\varphi_0) = \Psi_0 \cos(\varphi_0)$.

Також зростають втрати на відбиття світлового потоку від утворюючій поверхні з коефіцієнтом k_C , оскільки лише частина падаючого потоку $\Psi_0 \cos(\varphi_0) k_B$ пройде всередину катафоту. Так, при куті освітлення

$\varphi_0 = 40$ град. такі втрати становлять 28 %, а для $\varphi_0 = 60$ град. втрати світлоповертання зростають до 55 %, тобто майже в два рази. Це обмеження необхідно враховувати при проектуванні катафотів будь-яких типів.

Результати проведеного математичного моделювання свідчать, що асиметричні катафоти мають суттєву перевагу перед симетричними за коефіцієнтом активної апертури.

Для будь-якого кута освітлення φ_0 асиметричного світлоповертального елемента з мікропризмовим рельєфом можна визначити співвідношення L/W між кроками формування серій вузьких та широких прямокутних канавок, при якому ефективна поверхня елемента S^*/S_0 максимальна, що дозволяє створювати високоефективні мікропризмові світлоповертальні пристрої з коефіцієнтом активної апертури ≈ 100 %, що є теоретичною межею ефективності світлоповертання.

2.2. Мікропризмові симетричні світлоповертальні елементи

Для моделювання параметрів симетричного світловідбивача можна використовувати геометричну модель [79–80] одиничного світлоповертального елемента у вигляді правильного тетраедра з основою у формі рівнобічного трикутника з кутами 60 - 60 - 60 град. з однаковими ребрами AC , CB_1 та CB_2 (рис. 2.9. Кут при вершині кожної з трьох зазначених граней дорівнює 90 град., кут між кожною з граней, наприклад гранню CB_1B_2 і осью світловідбивача CF , яка збігається в даному випадку з нормаллю до утворюючої поверхні AB_1B_2 , становить $\theta_0 = 35^\circ 15' 52''$.

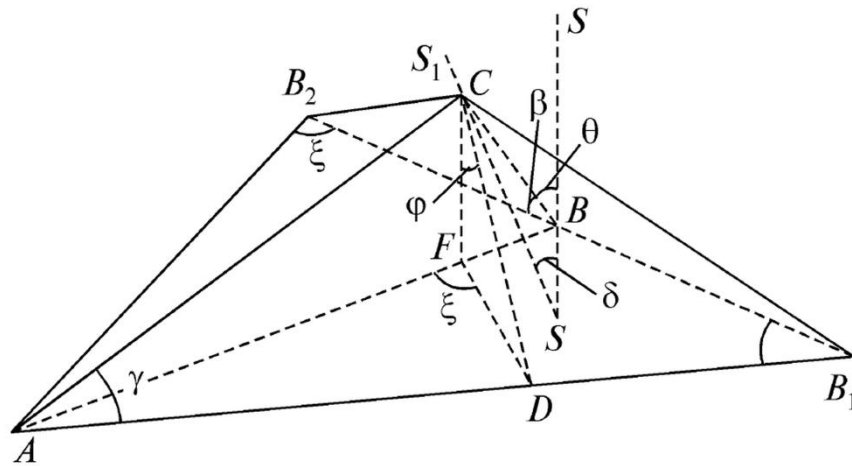


Рис. 2.9. Геометрична модель симетричного світлоповертача

Для формування на утворюючій поверхні катафоту системи таких одиничних світлоповертальних елементів можна використовувати метод алмазного різання, який дозволяє виготовити практично дзеркальні світловідбиваючі поверхні. В цьому випадку мікрорельєф має вигляд трьох серій заглиблень трикутного профілю з кроком W та кутом між гранями рельєфу $2\theta = 70^\circ 31' 44''$, які симетрично розташовані під кутом 120 град. відносно одна одної на плоскій поверхні. Для формування таких канавок використовується твердосплавний або алмазний різець, ріжуча кромка якого має саме такий кут загострення $\alpha_G = 70^\circ 31' 44''$.

Процес формування рельєфу здається простішим за формування рельєфу асиметричних світлоповертачів – використовується всього один різець з досить великим кутом ріжучої кромки, який нескладно виготовити на практиці. Однак, проблема є в точності формування трьох однакових канавок. Вершини на пересіченні канавок повинні збігатися в одну просторову точку, тільки в цьому випадку можна очікувати високоефективного світлоповертання.

Приклади рельєфу симетричного катафоту з дефектами внаслідок не досить точного формування канавок мікрорельєфу наведено на рис. 2.10. Рельєф недостатньої глибини, внаслідок чого на утворюючій поверхні сформована неробоча зона, ілюструє рис. 2.10-а. На рис. 2.10-б зображений

мікрорельєф зі змінами кроку трьох різних канавок, внаслідок чого вершина сформована не досить точно. Наведені дефекти рельєфу призводять до втрат світлоповертання і є неприпустимими при виготовленні матриць симетричних катафотів.

На рис. 2.10-в наведено зображення гальванічної матриці практично ідеального симетричного світлоповертача, які сьогодні і виготовляються в ІПРІ НАН України для дорожнього господарства країни.

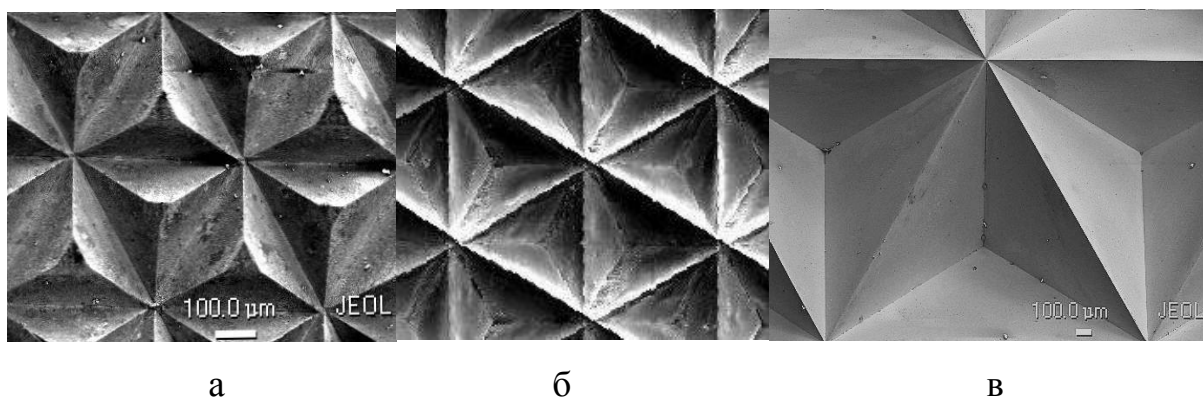


Рис. 2.10. Приклади мікрорельєфу симетричних світлоповертачів ІПРІ НАН України

При формуванні мікрорельєфу відповідний кутковий симетричний відбивач створюється для світла, яке проходить на рельєф з боку утворюючої поверхні та відбивається від трьох граней всередині цієї структури.

Для отримання реального світлоповертача необхідно формувати рельєф безпосередньо на поверхні прозорого матеріала, або створювати металеву матрицю-оригінал світлоповертача, в наступному технологічному процесі виготовляти гальванічну копію з цієї матриці, яку в подальшому в свою чергу використовувати для отримання кінцевих світлоповертачів з прозорих оптичних пластиків. Для масового виробництва катафотів, звичайно, використовується останній метод. Особливості такого процесу розглянуті в монографії автора [10].

спостерігається всього шість інтерференційних картин. Приклад дифракційної структури для одного з напрямків при освітленні катафоту лазерним випромінюванням показаний на рис. 2.12. Період структури становить $\approx 0,77$ град.

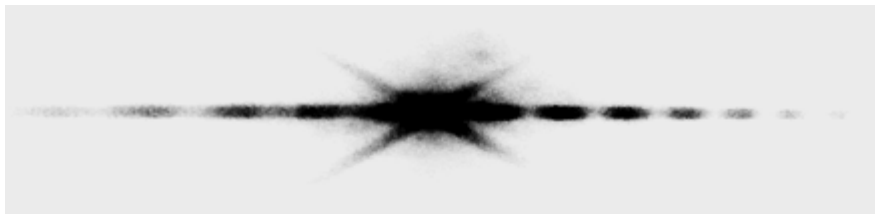


Рис. 2.12. Дифракційна картина для однієї пари граней симетричного світлоповертального елемента ІПРІ НАН України: крок $W = 600$ мкм, $\lambda = 0,6328$ мкм.

Використання при моделюванні дифракції саме такого способу освітлення поверхні світлоповертача з боку рельєфу більш доцільне порівняно з варіантом дослідження світлового потоку, відбитого від куткового світлоповертача в катафотному режимі, тобто при освітленні його в боку утворюючої поверхні. В останньому випадку внаслідок трьох відбиттів променя від граней куткового відбивача формується одна загальна інтерференційна картину і важко розрізнити одне відбиття з трьох від іншого.

Промінь лазера, який падає на мікрорельєф по нормалі до утворюючій поверхні, проходить всередину елемента для кожного з трьох напрямків канавок рельєфу в зонах трикутної форми CBF з відомим вже кутом $\alpha_c = 70^\circ 31' 44''$ (рис. 2.11) і після подвійного заломлення на межі розділу середовищ розділяється на дві групи інтерферуючих пучків у вигляді системи темних і світлих смуг, повернених на кут γ щодо початкового напрямку. Характерний розмір системи смуг AB дорівнює кроку мікрорельєфу W , який і є періодом ґратки d , а ширина світлої смуги BD , яку в подальшому будемо називати ефективною апертурою ґратки b_0 , дорівнює:

$$BD = b_0 = W/2 (\operatorname{tg} \alpha + \operatorname{tg} \delta) / (1 + \operatorname{tg} \alpha)^2 \quad (2.9)$$

Зрозуміло, що в залежності від кута спостереження φ , який будемо відраховувати від напрямку поширення заломленого пучка γ , для кожного з розглянутих променів виникає додаткова різниця ходу, тобто на екрані в площині AB_1 буде спостерігатися інтерференційна картина.

Для математичного моделювання явищ дифракції при проходженні пучка світла через мікрорельєф можна використовувати спрощену модель, в якій світлова хвиля вважається плоскою, реальні світлові пучки трикутної форми замінюються прямокутними. Як і раніше, будемо вважати, що поглинання потоку в матеріалі світлоповертача несуттєво. Будемо також вважати, що різниця ходу променів $\delta = (BB_1 - CD)$ може бути врахована простим поворотом системи координат на кут γ , який легко визначити із закону Снеліуса [20]. У разі знаходження мікропризми в повітрі ($n_1 = 1,0$) для симетричного світлоповертача, виготовленого з полікарбонату ($n_2 = 1.585$), цей кут повороту становить $\gamma = 39^\circ 37' 45''$.

У новій системі координат напрямок поширення пучка світла вздовж променя γ буде відповідати куту дифракції $\varphi_D = 0$. Тоді з урахуванням зроблених спрощень для опису інтерференційних явищ можна використовувати відомі формули для плоскої дифракційної ґратки [20]:

$$I = I_0 (\sin A \sin NB)(A \sin B)^{-1} \quad (2.10)$$

де $A = (\pi b_0/\lambda) \sin \varphi_D$; $B = (\pi d/\lambda) \sin \varphi_D$; I_0 – амплітуда світлового потоку від однієї щілини дифракційної ґратки в напрямку $\varphi_D = 0$; λ – довжина хвилі випромінювання; d – період ґратки; b_0 – ширина однієї щілини; N – число щілин в ґратці. Перший множник A визначає дифракцію від однієї щілини, а друга складова B визначає інтерференційні явища від N ідентичних щілин.

В напрямку γ (рис. 1.21) ефективний період $d_1 = W \cos \gamma$, а ефективна апертура призми b_1 , яка є аналогом величини b_0 в формулі (2.10), дорівнює:

$$b_1 = b_0 \cos \gamma = W/2 (\operatorname{tg} \alpha + \operatorname{tg} \beta) / (1 + \operatorname{tg} \alpha)^2 \cos \gamma \quad (2.11)$$

При використанні для дослідження дифракційних явищ гелій-неонового лазера з довжиною хвилі $\lambda = 0,6328$ мкм, множники A і B у формулі (2.10) мають такий вигляд:

$$A = (\pi W/2 (\operatorname{tg} \alpha + \operatorname{tg} \beta) / (1 + \operatorname{tg} \alpha)^2 \cos \gamma / (0,6328) \sin \varphi_D)$$

$$B = (\pi W \cos \gamma / 0,6328) \sin \varphi_D \quad (2.12)$$

Величина N в нашому випадку фактично визначає розмір площини мікрорельєфу, яка освітлюється променем лазера, і її величина залежить від діаметра D_L променя лазера, що використовується для дослідження. Як правило, діаметр D_L становив 2,0-2,5 мм, тому в розрахунках ця величина варіювалася в діапазоні значень $N = 2-8$ в залежності від кроку рельєфу, що зазвичай становить $W = 150-2000$ мкм.

Отримані розрахункові інтерференційні картини, які виникають на екрані після проходження променя лазера через мікропризмових рельєф, для деяких значень W наведені на рис. 2.13–2.14. Інтенсивності на всіх графіках наведені в відносних одиницях. Кути дифракції φ_D відраховуються від напрямку рефракційного заломлення променів γ , тобто від напрямку головного дифракційного максимуму з кутом $\varphi_D = 0$.

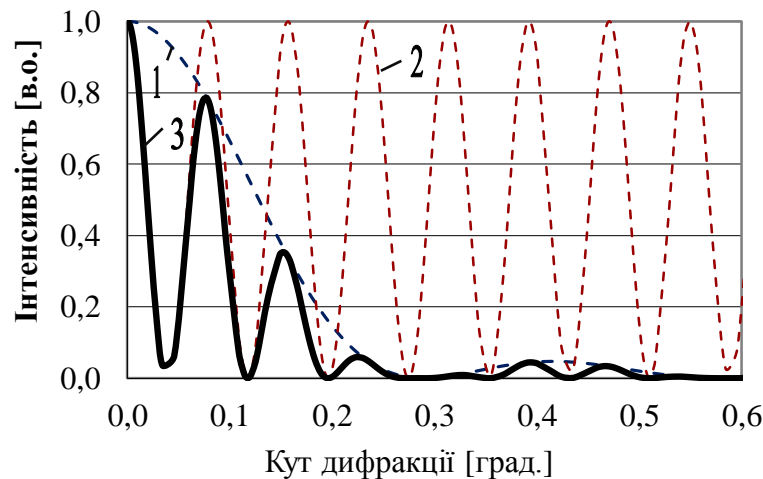


Рис. 2.13. Дифракційні ефекти для симетричного світлоповертача:
 $W = 600$ мкм, $N = 4$; 1– дифракція від однієї щілини;
 2– інтерференція для N щілин; 3– інтегральна картина.

Головною особливістю отриманих розрахункових даних є те, що в разі дифракції світла на симетричному світлоповертальному елементі в інтерференційній картині присутні лише декілька основних максимумів інтенсивності, оскільки для такого мікрорельєфу величина $d_1 \approx 3,7 b_1$.

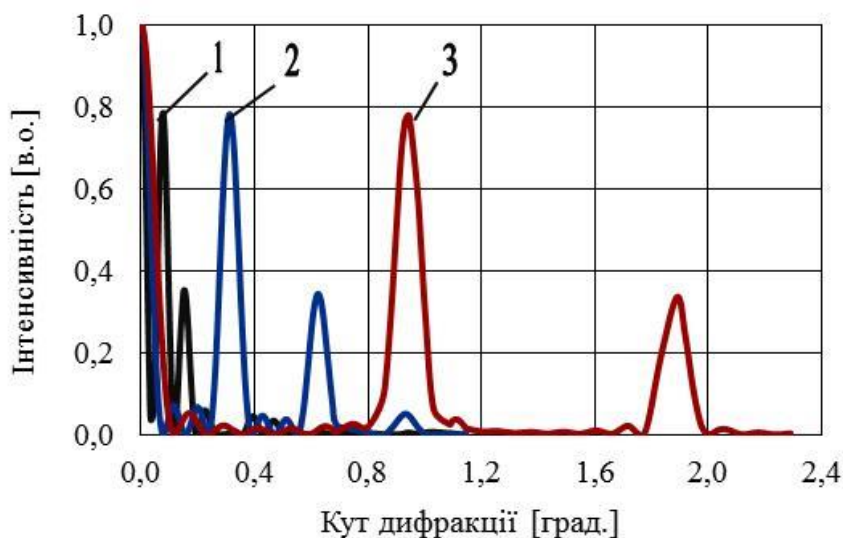


Рис. 2.14. Інтегральна інтерференційна картина для симетричного катафоту, $N = 8$: 1– $W = 600$ мкм; 2– $W = 150$ мкм; 3– $W = 50$ мкм

Таким чином, результати математичного моделювання свідчать, що дифракційні явища виявляються важливими для світлоповертання. Наприклад, для симетричного світлоповертача зменшення кроку рельєфу від $W = 600$ мкм до $W = 50$ мкм істотно збільшує кутову діаграму світлоповертання. Кутове положення дифракційного максимуму 2-порядку зміщується від кута $\varphi_D = 0,14$ град. до $\varphi_D = 1,89$ град., тобто зміна кроку рельєфу симетричного світлоповертача дозволяє формувати пристрої з різними діаграмами світлоповертання для різних відстаней спостереження.

Діаграми світлоповертання для деяких симетричних мікропризмових світлоповертачів ІПРІ НАН України з різними кроками мікрорельєфу, які ілюструють роль дифракції, показані на рис. 2.15. Масштаб на діаграмах становить 17 кутових хвилин. Для світлоповертачів, які призначені для великих відстаней спостереження $L_H = 1000$ – 2000 м, крок рельєфу W повинен бути не менше 800–1600 мкм. Для отримання максимально широкої діаграми

світлоповертання для невеликих відстаней спостереження $L_H = 100\text{--}200$ м цей крок мікрорельєфу повинен бути $W = 50\text{--}150$ мкм. Аналогічні висновки відносяться і для асиметричних світлоповертачів.

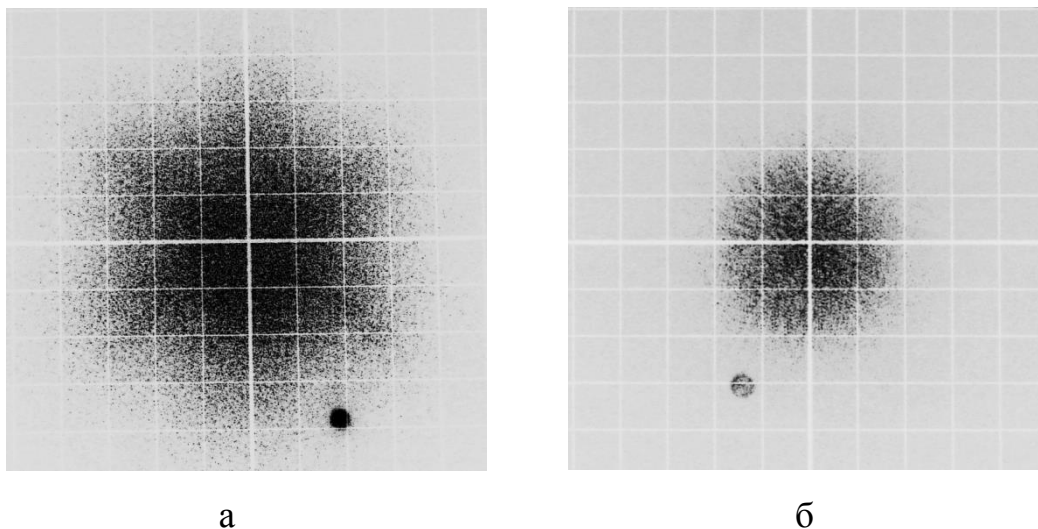


Рис. 2.15. Діаграма світлоповертання для деяких симетричних світлоповертачів ІПРІ НАН України: а– матриця *СК042* ($W = 600$ мкм); б– матриця *СК061* ($W = 2000$ мкм)

З використанням запропонованого методу моделювання дифракційної діаграми світлоповертання було визначено параметри кругового бордюрного катафоту [81], призначеного для використання на небезпечних ділянках автошляхів – перехрестях вулиць, транспортних розв'язках та інших напружених ділянках дорожнього господарства, для невеликих відстаней спостереження $L_H \approx 300$ м. Крок мікрорельєфу такого катафоту встановлено $W = 600$ мкм, який є оптимальним для зазначених цілей.

Таким чином, моделювання дифракційних явищ для мікропризмових світлоповертачів на геометричних моделях дозволяє отримати необхідні фізико-технічні параметри для проектування та виготовлення світлоповертальних пристроїв з оптимальними оптичними характеристиками для необхідних відстаней спостереження.

2.2.2. Математичне моделювання оптичних параметрів симетричних світлоповертачів з довільним нахилом осі

Традиційні симетричні світлоповертальні елементи мають максимальний коефіцієнт світлоповертання $R(\varphi)$ в діапазоні кутів $\varphi_0 \approx \pm 20\text{--}30$ град. Асиметричні катафоти найбільш ефективні при кутах $\varphi_0 = 45\text{--}60$ град. Однак, для ряду застосувань необхідні світловідбивачі для кутів $\varphi_c = \pm 25\text{--}40$ град., наприклад, катафоти для бокових відбійних смуг автодоріг.

Для традиційного симетричного світлоповертача з кутом при вершині 90 град. і однаковими боковими ребрами (рис. 2.9, ребра AC , CB_1 та CB_2) кут між кожною з граней, наприклад гранню CB_1B_2 і осью світловідбивача, що збігається в цьому випадку з нормаллю до утворюючої поверхні, становить $\theta_0 = 35^\circ 15' 52''$, як це і повинно бути у правильного тетраедра.

Однак можна створити світловідбивач, для якого зазначена ось складає певний кут $\delta > 0$ з нормаллю до утворюючої поверхні, тобто новий кут нахилу грані $\theta_1 = \theta_0 + \delta$ (рис. 2.16). В цьому випадку можна отримати світловідбиваючі пристрої, для яких діаграма відбиття променя істотно розширюється в одному з напрямків.

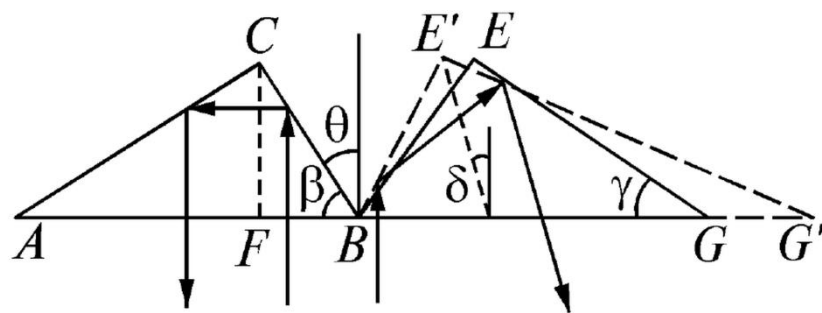


Рис. 2.16. Схема симетричного світлоповертача з нахилом осі

При повороті симетричного світловідбивача навколо одного з ребер, наприклад B_1B_2 (рис. 2.9), змінюється нахил θ_1 відповідної обраної грані CB_1B_2 . При незмінній глибині рельєфу H (висота CF на рис. 2.16) всі інші

ребра також змінюють свій нахил та довжину і відповідним чином змінюється також кут нахилу θ_{2-3} двох інших симетричних граней B_1EG і B_2EG (рис.2.16) щодо нормалі до утворюючої поверхні.

При моделюванні геометричних характеристик таких світловідбивачів зручно використовувати не значення кута нахилу θ_1 однієї обраної грані CB_1B_2 , а величину зв'язаного з ним кута ξ між проекціями на основу світловідбивача двох несиметричних ребер AB_1 та B_1B_2 (рис. 2.9). Фактично цей кут ξ визначає напрямки формування всіх трьох канавок рельєфу на утворюючій поверхні.

Будемо вважати заданим саме цей кут ξ , а також величину одного з ребер структури B_1B_2 , навколо якого будемо повертати традиційний тетраедр. Враховуючи, що кут нахилу грані $\beta = \cos^{-1}(1 / \operatorname{tg} \xi)$, а кут нахилу обраної грані $\theta_1 = 90 - \beta$, тоді кут нахилу θ_{2-3} для двох інших симетричних граней визначиться таким чином:

$$\theta_{2-3} = \operatorname{tg}^{-1}(\operatorname{tg} \xi - \cos \beta) \cos \xi (\sin \beta)^{-1}, \quad 2.13)$$

Співвідношення між кутом різців α_{G1} для формування однієї виділеної грані θ_1 (крива 1) та кутом α_{G2} для формування двох інших симетричних граней θ_{2-3} (крива 2) в залежності від зміни кута ξ в діапазоні 45–75 град. наведено на рис. 2.17.

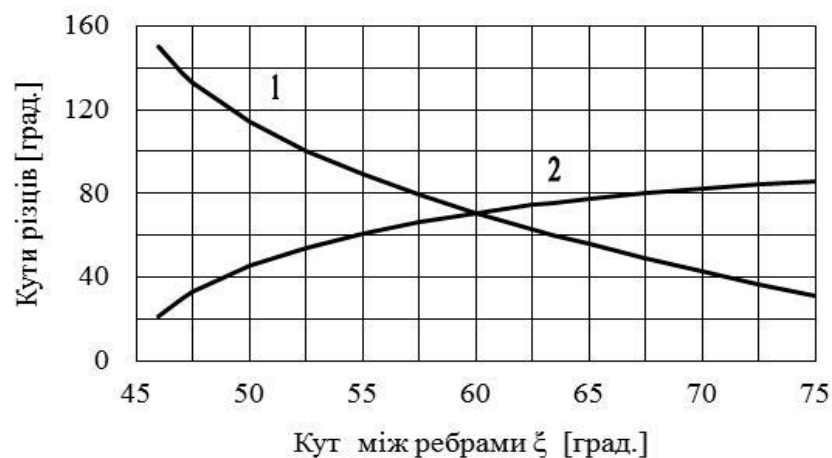


Рис. 2.17. Співвідношення між кутами різців α_{G1} (крива 1), α_{G2} (крива 2) та кутом між ребрами ξ на основі катафоту

Точні дані з зазначених кутів, які необхідні для формування мікрорельєфу з нахилом осі, наведені в Таблиці 2.1. З використанням співвідношення (2.13) можна розрахувати всі необхідні геометричні параметри симетричних світловідбивачів при нахилі однієї з його граней на кут δ .

Таблиця 2.1.

Співвідношення кутів різців α_{G1} , α_{G2} в залежності від зміни кута між ребрами ξ на утворюючій основі катафоту

кут ξ (град)	кут α_{C1} (град)	кут α_{C2} (град)
80,0	20,31177887	88,21831810
77,5	25,61717641	87,18286209
75,0	31,08453645	85,88280573
72,5	36,75770469	84,29461179
70,0	42,68844580	82,38740204
67,5	48,93960104	80,12071805
65,0	55,58976863	77,44111753
63,4	60,10094504	75,47731628
62,5	62,74059163	74,27681067
60,0	70,52877937	70,52877937
57,5	79,14740304	66,05506256
55,0	88,88731439	60,64031657
52,5	100,22891553	53,92876005
50,0	114,09032935	45,24407262
47,5	132,79096870	32,89546859
47,0	137,66065574	29,58962167
46,0	149,89522473	21,16336882

Для точки $\xi_0 = 60$ град. обидва кути α_{C1} та α_{C2} , звичайно, однакові та дорівнюють традиційному куту $\alpha_{C0} = 70^\circ 31' 44''$. Для будь-якої іншої точки $\xi \neq \xi_0 = 60$ град. з даних на рис. 2.16 та з відповідних точних таблиць легко визначити кути α_{C1} та α_{C2} . Наприклад, для кута $\delta = 18$ град., при якому діаграма світлоповертання розширюється до ± 45 град., величина ξ становить 52,5 град., відповідно кут нахилу $\theta_1 = 50^\circ 06' 52''$, а кут нахилу інших граней $\theta_{2-3} = 26^\circ 57' 52''$. Враховуючи, що для виготовлення матриці-оригіналу такого світловідбивача методом алмазного різання кути заточування відповідних

алмазних різців повинні вдвічі перевищувати відповідні кути нахилу граней, для першого різця кут α_{C1} становить $100^{\circ}13'44''$, а для другого різця кут різця $\alpha_{C2} = 53^{\circ}55'44''$.

Таким чином, для кожного кута ξ формується система пов'язаних з ним кутів різців α_{G1} , α_{G2} і кутів нахилу відповідних граней θ_1 і θ_{2-3} . Тільки при дотриманні зазначеної пов'язаної трійки кутів можна методом алмазного різання сформувати рельєф, для якого вершини всіх трьох граней світлоповертача зійдуться в одній спільній точці.

При визначенні коефіцієнту світлоповертання $R(\varphi)$ для світловідбивачів з довільним нахилом осі, принаймні, два фактори впливають на зазначений ефект: по-перше, для заданої кутової залежності світлоповертання при нахилі осі змінюється кут освітлення одиничної поверхні світловідбивачів, а по-друге, відбитий світловий потік розділяється на два. Тому зазначений коефіцієнт $R(\varphi_C)$ можна визначити таким чином:

$$R(\varphi_C) = A_0 \cos(\varphi_1) F(\theta) S(\varphi) \quad 2.14)$$

де $A_0=2750$ кд/(лк м²) – експериментально визначене співвідношення між освітленістю поверхні и коефіцієнтом світлоповертання $R(\varphi)$, величина $\cos(\varphi_1)$ враховує зміну освітленості одиничної площадки при нахилі поверхні на кут φ_1 відносно напрямку світлового потоку; $S(\varphi)$ – залежність коефіцієнта світлоповертання від кута освітлення φ , а функція $F(\theta)$ враховує розділення відбитого променя на дві компоненти при нахилі осі елемента на кут δ .

Для ілюстрації на рис. 2.18 наведені розраховані згідно (2.13–2.14) кутові залежності оптичних характеристик для симетричного елемента з нахилом осі $\delta = 0$ (крива 1), 9 (2), 18 (3) і 22,5 град. (крива 4). Для цих розрахунків використана експериментальна крива світлоповертання $S(\varphi)$ для матриці МЗ симетричного світлоповертального елемента СК062, виготовленого в ІПРІ НАН України.

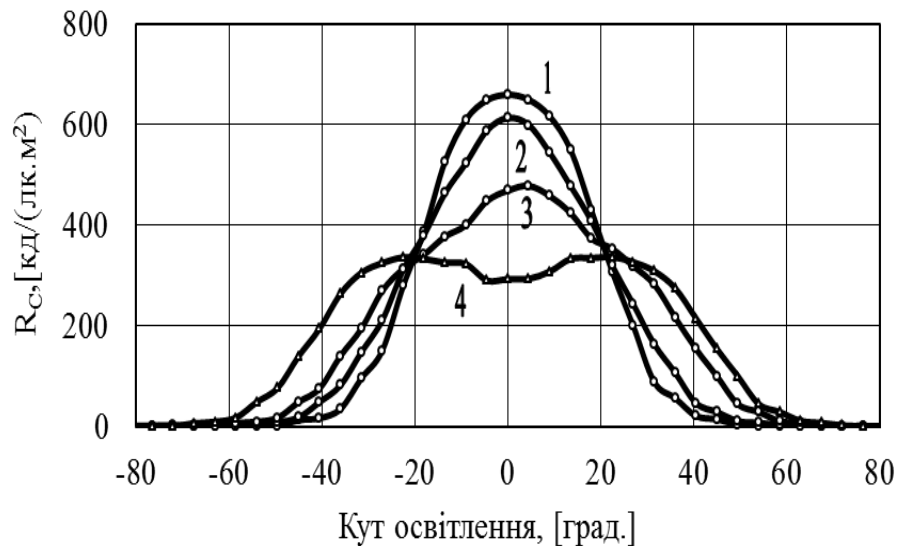


Рис. 2.18. Симетричний світлоповертач с нахилом осі $\delta = 0$ град. (крива 1), 9 (2), 18 (3) та 22,5 град. (крива 4).

Таким чином, результати моделювання свідчать, що зміна кута нахилу осі світлоповертального елемента дає можливість створювати фронтальні світловідбивачі для дорожнього господарства з розширеною діаграмою світлоповертання.

2.2.3. Вплив процесу металізації на характеристики симетричних мікропризмових структур

Моделювання геометричних характеристик мікрорельєфу є важливим фактором збільшення коефіцієнта світлоповертання R_C катафоту. Спробуємо визначити геометричні параметри мікрорельєфу для створення куткового відбивача, що працює при певному куті освітлення φ_0 , з врахуванням процесу металізації його поверхні.

Будемо надалі називати величину φ_0 кутом нахилу площини елемента в вертикальному напрямку, а випадок освітлення елемента вздовж напрямку широкої прямокутної канавки буде відповідати нульового кута β нахилу світлоповертального елемента в горизонтальному напрямку.

Таким чином, при повороті елемента в вертикальному напрямку кут падіння потоку світла на поверхню мікрорельєфу φ_0 змінюється, але його значення завжди виявляється меншим граничного кута φ_{s0} , при якому

порушується принцип внутрішнього відбиття [20], тому катафот функціонує належним чином.

Однак вже невеликі відхилення кута β від нульового значення в горизонтальному напрямку призводять до перевищення граничного значення кута φ_{s0} , що знижує коефіцієнт світлоповертання R_C асиметричного світлоповертача. Цей випадок реалізується, наприклад, при освітленні фарами автомобіля катафота з асиметричними світлоповертальними елементами, який встановлено на полотні дороги, при наближенні автомобіля до катафоту.

Простим вирішенням цієї проблеми може бути напилювання шару металу на поверхню мікрорельєфу. В цьому випадку світлоповертання забезпечується за рахунок відбиття падаючого потоку випромінювання Ψ_0 від внутрішньої поверхні дзеркального металевго шару. Відповідний коефіцієнт відбиття $k(\varphi)$ може бути розрахований за формулами, аналогічним формулами Френеля [20], але з урахуванням поглинання пучка світла в поверхневому шарі металу h шляхом введення комплексного показника заломлення $n' = n(1 - i\chi)$, в якому уявна частина показника $n\chi$ визначає процес поглинання падаючої світлової хвилі шаром металу:

$$\Psi_h = \Psi_0 \exp(-kh) = \Psi_0 \exp(-4\pi/\lambda) \chi h \quad (2.15)$$

Для пучків світла, поляризованих в площині падіння (\updownarrow), і в площині, перпендикулярній площині падіння (\leftrightarrow), коефіцієнти відбиття пучків визначаються [20], відповідно:

$$k(\varphi)_{(\updownarrow)} = (n - \cos \varphi)^2 + \chi^2 / (n + \cos \varphi)^2 + \chi^2 \quad (2.16)$$

$$k(\varphi)_{(\leftrightarrow)} = (n - 1/\cos \varphi)^2 + \chi^2 / (n + 1/\cos \varphi)^2 + \chi^2 \quad (2.17)$$

Для нормального падіння променів ($\varphi = 0$) сумарний коефіцієнт відбиття:

$$k(\varphi=0) = [(n - 1)^2 + \chi^2] / [(n + 1)^2 + \chi^2] \quad (2.18)$$

В виразах (2.15–1.18) λ – довжина хвилі світла, який падає на поверхню

метала, [см]; h – товщина поглинаючого шару, [см]; k – коефіцієнт поглинання світла в металі, [1/см]; безрозмірний коефіцієнт $\chi = k\lambda / 4\pi$; n – показник заломлення для метала.

Товщина напиленого шару повинна бути досить невеликою. Дійсно, лише дуже тонкі шари металу (порядку довжини хвилі падаючого світла) беруть участь в процесі формування вторинної відбитої хвилі, яка викликана коливаннями вільних електронів в поверхневому шарі металу при відбитті світлової хвилі. Більш глибокі шари металу беруть участь лише в процесі поглинання світла згідно (2.15). Мінімальне значення товщини шару h визначається вимогою непрозорості шару металу при візуальному спостереженні. Це відповідає значенням $h = 0,1\text{--}0,2$ мкм для видимого діапазону світла. В той же час, шар металу повинен бути досить товстим, щоб забезпечити необхідну гідроізоляцію і механічну стійкість покриттів. Максимальне значення h визначається лише економічними міркуваннями.

При розробці дорожніх катафотів з металізованими світлоповертальними елементами, мабуть, оптимальними є шари металу товщиною $0,3\text{--}0,4$ мкм. У наших експериментах [80] використовувались напилені шари срібла саме такої товщини.

На рис. 2.19 наведена залежність коефіцієнта світлоповертання R_C асиметричного о елемента ІПРІ НАН України від кута β повороту його поверхні в горизонтальній площині при трьох фіксованих значеннях кута φ_0 нахилу поверхні у вертикальному напрямку для металізованих і не металізованих поверхонь.

Отримані дані свідчать, що металізація поверхні з мікрорельєфом призводить до істотного розширення кутової діаграми світлоповертання. Наприклад, для кута освітлення $\varphi_0 = 45$ град. без металізації мікрорельєфу при збільшенні кута β до 30 град. коефіцієнт R_C знижується майже в 10 разів (рис. 2.19, крива 1, пунктир), в той час, як для металізованої поверхні зниження коефіцієнта світлоповертання спостерігається лише на 40 % (суцільна лінія). Чим більший кут φ_0 початкового нахилу утворюючої

поверхні у вертикальній площині, тим помітніше ефект металізації при повороті катафоту по горизонталі. Це пояснюється тим, що при більшій величині φ_0 перевищення значення граничного кута φ_{s0} при кутовому нахилі катафоту настає швидше, тобто при менших кутах β (криві 1 і 3 на рис. 2.19).

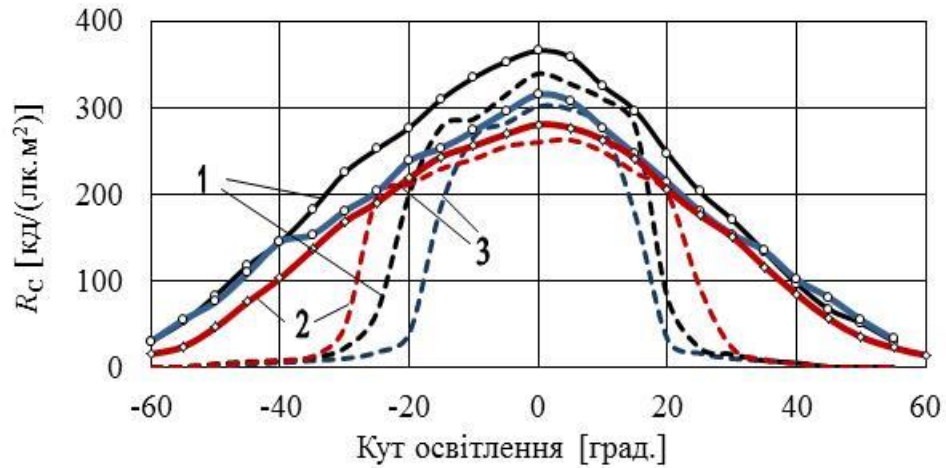


Рис. 2.19. Залежність коефіцієнта R_C від кута освітлення β для асиметричного катафота при металізації поверхні сріблом (суцільні лінії) та без металізації (пунктир):
1— кут нахилу поверхні $\varphi_0 = 45$ град., 2— 30 град., 3— 60 град.

Для симетричних світлоповертальних елементів дослідження ефекту металізації рельєфу дає аналогічні результати. Для таких світлоповертачів максимальний коефіцієнт активної апертури $S(\varphi_0) \approx 0,67$ і ефективність світлоповертання максимальна, коли пучок світла падає на робочі грані мікрокубів під оптимальним кутом $\varphi_0 = 35^\circ 15' 52''$ між кожною з граней і нормаллю до утворюючої поверхні.

При освітленні симетричного елемента в напрямку, відмінному від зазначеної осі, ефективність світлоповертання знижується. Типова подібна характеристика, отримана експериментально, наведена на рис. 2.20 (крива 1). Ефект пояснюється тим, що окрім зменшення коефіцієнта активної апертури елемента $S(\varphi_0)$ зменшується також кут освітлення мікрорельєфу, який врешті стає меншим граничного кута [20]. Так, для розглянутої вище системи "полікарбонат - повітря" вже при кутах освітлення симетричного світлоповертача $\varphi_0 > 10\text{--}15$ град. світловий потік починає проходити всередину елемента і втрати світлового потоку Ψ_0 стають значними.

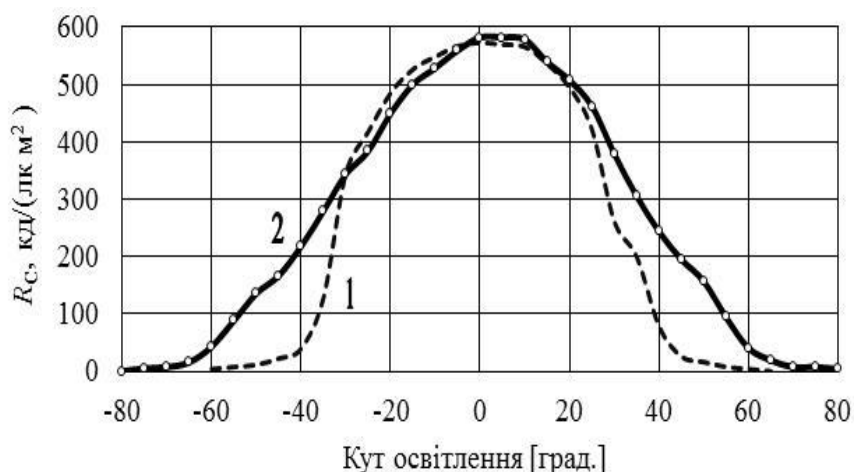


Рис. 2.20. Залежність коефіцієнта R_C від кута освітлення φ_0 для симетричного світлоповертача: 1– без металізації, 2– поверхня металізована сріблом

Металізація робочих поверхонь призводить до помітного збільшення коефіцієнта світлоповертання при кутах $\varphi_0 > 30\text{--}35$ град. (рис. 2.20, крива 2). Це пов'язано з тим, що для металізованої поверхні при будь-яких кутах освітлення світловий потік не проходить всередину металу, а відбивається від межі розділу середовищ "полікарбонат-срібло". Наприклад, для кутів освітлення $\varphi_0 > 40$ град. коефіцієнт світлоповертання R_C збільшується майже в 10 разів.

Отримані дані дозволяють рекомендувати металізацію робочих поверхонь з мікрорельєфом перед герметизацією світлоповертальних елементів з метою отримання максимального світлоповертання при великих кутах освітлення.

2.3. Висновки до розділу 2

Розроблено геометричні моделі мікропризмових симетричних та асиметричних світлоповертальних елементів та визначено оптимальні оптичні та геометричні характеристики таких структур.

Зокрема, для асиметричних світлоповертачів визначено оптимальні співвідношення величин кроків рельєфу для заданого кута освітлення його утворюючої поверхні, за яких ефективна поверхня світлоповертача максимальна. Розроблено модель оптимізації фізико-технічних параметрів такої структури, проведено математичне моделювання процесу екранування ефективної поверхні світлоповертального елемента для різних кутів освітлення такого елемента при його виготовленні методом алмазного різання; визначено необхідні кути заточування робочого інструменту при формуванні дзеркальних граней елемента для забезпечення мінімальних втрат світлового потоку при відбиванні світла від робочих поверхонь.

Для симетричних світлоповертальних елементів детально розглянуто вплив процесу дифракції відбитих променів світла на оптичні параметри світлоповертачів; виконано математичне моделювання параметрів симетричних світлоповертачів з довільним нахилом осі; розраховано вплив процесу металізації на світловідбивні характеристики симетричних мікропризмових структур, що дозволяє створювати оптимальні світлоповертальні структури з розширеною діаграмою світлоповертання.

РОЗДІЛ 3. МІКРОПРИЗМОВІ ОФТАЛЬМОЛОГІЧНІ ДВОВИМІРНІ ЛІНІЙНІ СТРУКТУРИ ДЛЯ РЕФРАКЦІЇ ПРОМЕНІВ СВІТЛА

Розглянемо деякі питання моделювання та оптимізації спеціальних призмових структур для офтальмологічних застосувань, які є важливим етапом створення вискоєфективних мікропризмових виробів для перетворення світлових потоків.

3.1. Моделювання оптичних параметрів та конструкція жорстких мікропризмових елементів Френеля

Моделлю типового мікропризмового елемента Френеля є переріз профілю структури поперек напрямку канавок мікрорельєфу. Схема такого рельєфу наведена на рис. 3.1. Рельєф має вигляд серії двовірних лінійних заглиблень трикутного профілю, які сформовані на одній з поверхонь плоскої прозорої утворюючої пластини. Для моделювання такого рельєфу необхідно задати значення кроку рельєфу W_0 , заломлюючого кута мікропризми α і зворотного кута призми β . Останній кут визначається технологічними вимогами і встановлюється в діапазоні $\beta = 2-5$ град. для спрощування процесу роз'єднання оригіналу та копії при виготовленні пластикових копій мікропризм з використанням металевої матриці-оригіналу.

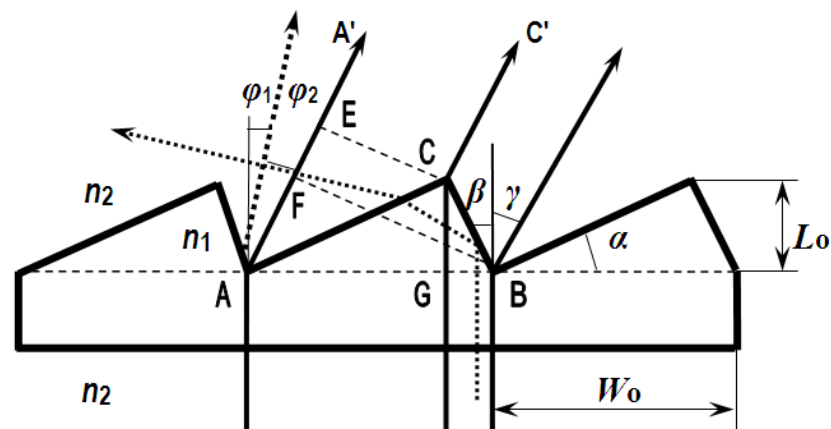


Рис. 3.1. Модель мікропризмового елемента Френеля

Глибина рельєфу L_0 визначається зазначеними вище трьома величинами, але вона являє і самостійний інтерес, наприклад, з точки зору вибору необхідної товщини утворюючої пластини. Величини n_1 і n_2 є показниками заломлення матеріалу пластинки з мікрорельєфом і середовища, в яку вона поміщена, відповідно.

Кут заломлення променя світла φ_2 на кожній грані мікропризмового елемента для будь-якого заданого кута освітлення φ_1 можна визначити, використовуючи закон заломлення світла Снеліуса [20]:

$$n_1 \sin \varphi_1 = n_2 \sin \varphi_2 \quad (3.1)$$

де n_1 та n_2 – коефіцієнти заломлення світла для першого та другого середовищ. В даному розділі та в подальшому будемо вважати, що значення коефіцієнтів заломлення середовищ n_e наводяться для довжини хвилі $\lambda = 0,56$ мкм, якщо ці значення λ не визначаються додатково.

Для випадку знаходження мікропризмового елемента в повітрі $n_2 = 1,0$ і вираз (3.1) можна перетворити до вигляду

$$\operatorname{tg} \alpha_R = \sin \gamma / (n_1 - \cos \gamma) \quad (3.2)$$

де $\alpha_R = \varphi_1$ – заломлюючий кут призми, $\gamma = (\varphi_2 - \varphi_1)$ – кут відхилення променя світла призмою.

В офтальмології оптичну силу мікропризмових елементів, тобто їх призматичну дію PD , за аналогією зі звичайними скляними призмами вимірюють в призмових діоптріях Δ [11]. Згідно з визначенням призмової діоптрії [50] значення Δ однозначно пов'язане з кутом відхилення променя γ призмою незалежно від її матеріалу. Для призми зі значенням $PD = 1,0 \Delta$ відхилення променя світла на екрані, розташованому на відстані $L_E = 1,0$ м від призми, становить $\Delta L = 1,0$ см.

Типові для офтальмологів значення $PD = 1,0\text{--}50,0 \Delta$. Згідно формули (3.2) для мікропризми, яка знаходиться в повітрі ($n_2 = 1,0$) та виготовлена з полікарбонату (ПК) з коефіцієнтом $n_1 = 1,585$, таким значенням призматичної

дії PD відповідають заломлюючі кути призм $\alpha_R = 0^\circ 29' 23'' - 32^\circ 55' 37''$. Для поліметилметакрилату (ПММА) значення $n_1 = 1,492$ і діапазон кутів заломлення мікропризм α_R складає $0^\circ 34' 56'' - 36^\circ 48' 38''$.

При проходженні через таку структуру променя світла, наприклад лазерного випромінювання, частина світла відбивається від кожної грані структури з коефіцієнтом відбиття k_B , а інша проходить всередину елемента з коефіцієнтом k_C . Коефіцієнт пропускання світла $k_C(\varphi_1)$ (сума паралельної та перпендикулярної компонент поляризації) через кожну заломлюючу поверхню мікропризмового елемента можна розрахувати за формулами Френеля [20] в залежності від кута падіння φ_1 променя (вираз 2.6).

Теоретичні основи і методи виготовлення мікропризмових світлоповертачів і мікрорельєфних елементів Френеля практично однакові. Відмінність полягає лише в тому, що в першому випадку основна мета полягає в досягненні максимально можливого коефіцієнта світлоповертання $R(\varphi_0)$, а в другому – в забезпеченні зміщення променя світла, який проходить через призму, на строго визначений кут γ з максимально якісним зображенням при мінімальних втратах світлового потоку.

Втрати випромінювання на призмах можна моделювати наступним чином. Потік світла, який проходить через зону мікропризми BG (рис. 3.1), зазнає повного внутрішнього відбиття від бокової грані BC і розсіюється всередині призми. Відповідний коефіцієнт k_{C1} втрат за рахунок екранування частини потоку боковою гранню мікропризми, так зване "віньєтування", можна визначити [52] як відношення відбитого потоку Ψ_1 (зона BG) до всього падаючого на призму потоку Ψ_0 (зона AB):

$$k_{C1} = \Psi_1 / \Psi_0 = (\operatorname{tg} \alpha_R \operatorname{tg} \beta) / (1 + \operatorname{tg} \alpha_R \operatorname{tg} \beta) \quad (3.3)$$

Коефіцієнт втрат випромінювання k_2 , пов'язаний з внутрішнім відбиттям світлового потоку AG від заломлюючої грані AC мікропризми, в залежності від кута α_R визначається за формулами Френеля [20], які з врахуванням виразу (3.2) можна записати в вигляді:

$$k_{C2} = 0,5 \{ \operatorname{tg}^2(\gamma) / \operatorname{tg}^2(2\alpha_R + \gamma) + \sin^2(\gamma) / \sin^2(2\alpha_R + \gamma) \} \quad (3.4)$$

Для моделювання додаткових втрат випромінювання k_3 , пов'язаних з безпосереднім відбиттям світлового потоку Ψ_0 від зовнішньої поверхні мікропризми AB , можна застосовувати приблизні формули Френеля [20] для нормального падіння променів:

$$k_{C3} = \{ (n_1 - n_2) / (n_1 + n_2) \}^2. \quad (3.5)$$

Наприклад, для полікарбонату ($n_1 = 1,585$) в повітрі ($n_2 = 1,0$) коефіцієнт k_{C3} для однієї відбивної поверхні становить 5,12 %, для поліуретану ($n_1 = 1,50$) $k_3 = 4,0$ %, для поліметилметакрилату ($n_1 = 1,492$) $k_{C3} = 3,90$ %.

Для визначення сумарних втрат випромінювання в мікропризмах розраховується сумарний потік Ψ_C , що пройшов через призму, з урахуванням всіх трьох коефіцієнтів k_{C1} , k_{C2} та k_{C3} , та сумарні втрати падаючого потоку k_C :

$$\Psi_C = \Psi_0 (1 - k_{C1})(1 - k_{C2})(1 - k_{C3}), \quad (3.6)$$

$$k_C = (\Psi_0 - \Psi_C) / \Psi_0$$

При цьому вважається, що втрати потоку випромінювання Ψ_0 на поглинання всередині матеріалу мікропризм несуттєві, що в розглянутих умовах повністю виправдано.

З отриманих даних моделювання випливає, що при зміні кутів α_R та β в типовому для офтальмологів діапазоні $PD = 1,0\text{--}50,0$ Δ коефіцієнти втрат k_{C2} і k_{C3} практично не змінюються. Однак значення коефіцієнта втрат k_{C1} сильно залежить від зворотного кута мікропризми β , причому для коефіцієнта $k_{C1} > 10\text{--}15$ %, спостерігається помітне затемнення оптичної картини при розгляді зовнішніх об'єктів через мікропризму. Цей факт при діагностиці зору призводить до зниження реєструємої гостроти зору пацієнта із-за недостатньої освітленості спостережуваного об'єкту.

Результати розрахунків параметрів ріжучого інструменту, кута його нахилу і коефіцієнта втрат k_{C1} внаслідок вильєтування світла [20] показали,

що матриці-оригінали, наприклад, для виготовлення діагностичного набору компенсаторів косоокості *KK-42*, який складається з 21 номіналів мікропризмових елементів, призматичне дія яких змінюється від 0,5 до 30,0 Δ, можна виготовити за допомогою всього чотирьох різців, кут заточування робочих граней яких θ становить $90^{\circ}00'00''$, $77^{\circ}08'50''$, $69^{\circ}35'30''$, $63^{\circ}34'00''$.

Різцем з ріжучим кутом $\theta = 90^{\circ}00'00''$ виготовляються матриці для компенсаторів призматичною дією від 0,5 до 10,0 Δ, коефіцієнт втрат k_{C1} внаслідок віньєтування та відбиття світла змінюється від 0,01 % для компенсатора дією 0,5 Δ до 3,85 % для компенсатора дією 10,0 Δ.

Різцем з кутом $\theta = 77^{\circ}08'50''$ виготовляються матриці для компенсаторів дією від 12,0 до 18,0 Δ, коефіцієнт втрат k_{C1} змінюється від 0,24 % для компенсатора дією 12,0 Δ до 3,75 % для компенсатора дією 18,0 Δ.

Різцем з кутом $\theta = 69^{\circ}35'30''$ виготовляються матриці для компенсаторів дією від 20,0 до 26,0 Δ, коефіцієнт втрат k_{C1} змінюється від 0,38 % для компенсатора дією 20,0 Δ до 4,21 % для компенсатора дією 26,0 Δ.

Різцем з кутом $\theta = 63^{\circ}34'00''$ виготовляються матриці для компенсаторів дією 28,0 і 30,0 Δ, коефіцієнт втрат k_C для них становить 0,51 % та 1,7 % відповідно.

Таким чином, якщо задати граничні втрати світлового потоку k_{C1} на рівні $\approx 4,5$ %, то мікрорельєф можна формувати за допомогою алмазних різців з чотирма значеннями кутів заточування: $\theta = 90,0$ град., $77,14741$ град., $69,59239$ град. та $63,56659$ град. При цьому зворотний кут мікропризми β виявляється менше $6,0$ град.

Отримані результати [10] моделювання сумарних втрат світлового потоку на мікрорельєфі враховуються при проектуванні мікропризмових пристроїв. Залежність сумарних втрат світла $k_C = (\Psi_0 - \Psi_C) / \Psi_0$ від призматичної дії мікропризм Δ, тобто від заломлюючого кута α_R , для декількох значень зворотного кута призми β , який визначається кутом θ заточування ріжучого інструменту у разі виготовлення матриць-оригіналів

методом алмазного різання [1], наведено на рис. 3.2 для призми, виготовленої з ПММА ($n_e = 1,492$), для чотирьох визначених кутів різця θ .

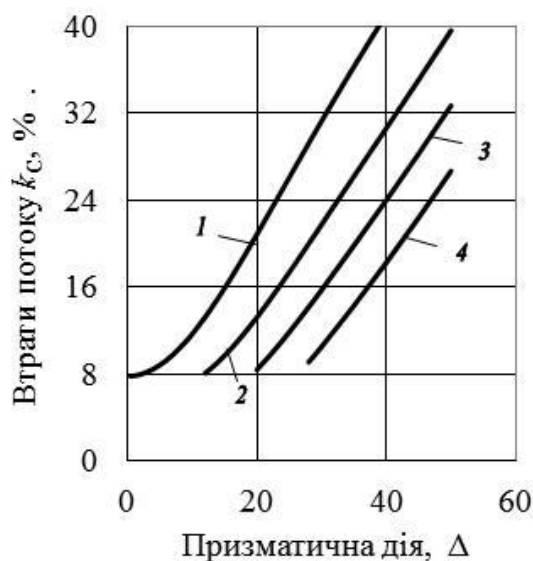


Рис. 3.2. Сумарні втрати світлового потоку при виготовленні елемента Френеля з ПММА ($n_1=1,492$):
1– кут заточування різця $\theta = 90,00$ град.; 2– $\theta = 77,14$ град.;
3– $\theta = 69,59$ град.; 4– $\theta = 63,56$ град.

Мікропризмовий елемент Френеля, конструкція якого запатентована в Україні [88] і який сьогодні виготовляється в ІПРІ НАН України, складається з плоскої жорсткої пластинки з прозорої оптичної пластмаси – поліметилметакрилату (ПММА), на одну сторону якої нанесений відповідний мікрорельєф (рис. 3.3).

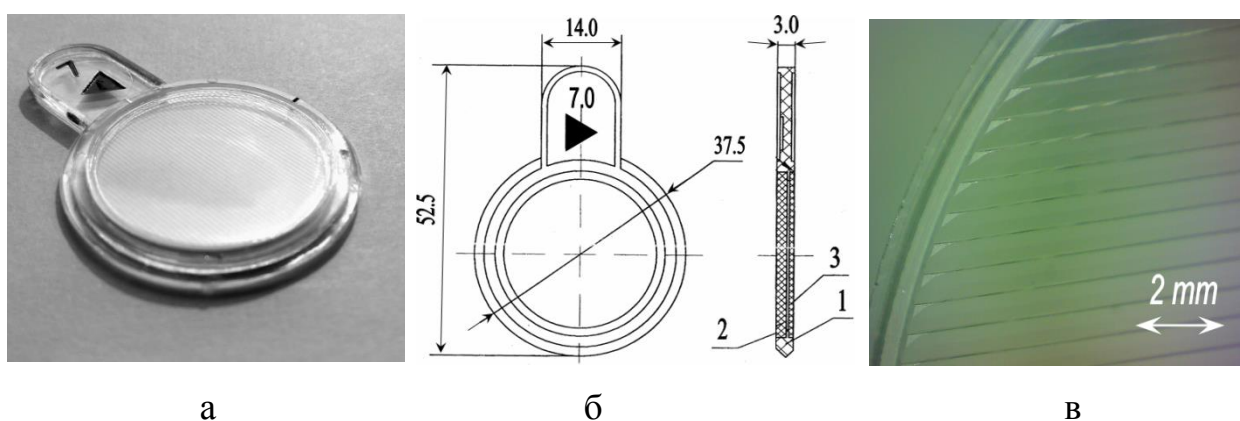


Рис 3.3. Загальний вигляд (а), схема (б) та структура рельєфу (в) оптичного компенсатора косоюкості: 1– корпус з ручкою-тримачем; 2– мікропризмовий елемент; 3– захисна пластина

Важливим параметром мікрорельєфу є його крок, який визначає не тільки зовнішній вигляд мікропризмових елементів, а й формує структуру заломлених променів. На основі результатів математичного моделювання дифракційних процесів для такої структури [52] оптимальним можна вважати рельєф мікропризм з кроком $W = 600$ мкм, при якому ще не спостерігається помітної дискретності зорових образів, а внесок дифракції в зниження гостроти зору вже достатньо малий.

В оптичних компенсаторах косоокості, які використовуються для вимірювання кута косоокості, зверху рельєфу розташовується спеціальна плоска пластина з полікарбонату (ПК) товщиною 0,6 мм, яка захищає мікрорельєф від механічних пошкоджень та забруднень в процесі експлуатації. Захисна пластина герметично з'єднується з мікрорельєфною пластинкою методом ультразвукового зварювання [89] і формує так званий "модифікований елемент Френеля".

Таким чином, рельєф модифікованого елемента Френеля розміщується всередині оптичного компенсатора косоокості і не контактує з навколишнім середовищем, тобто конструкція забезпечує повну герметичність мікропризмових елементів. Внаслідок цього мікрорельєф не зазнає зовнішніх забруднень і оптичних аберацій через забруднення, що виникають при тривалій експлуатації мікропризм з відкритим рельєфом [48].

Пластинка з мікрорельєфом і захисна пластина встановлюються в спеціальний корпус круглої форми з ручкою-тримачем, на якій промарковані напрямок і величина призматичного дії. Корпус компенсатора косоокості за своїми габаритами відповідає геометричним розмірам пробної офтальмологічної оправы. При виготовленні оптичних компенсаторів косоокості пластинку з мікрорельєфом і захисну пластину вакуумно-щільно з'єднують з корпусом за допомогою методу ультразвукового зварювання [89]. Саме така конструкція компенсатора косоокості запатентована в Україні [88].

Для зручності вимірювання кута косоокості при діагностиці дефекту органу зору мікропризмові оптичні компенсатори косоокості

використовують у вигляді спеціального діагностичного набору [90]. Набір призмових оптичних компенсаторів косоокості *КК-42* складається з 42 мікропризмових елементів (21 елемент на кожне око), призматична дія яких змінюється від 0,5 до 30,0 Δ. В діапазоні 1,0–10,0 Δ дискретний крок зміни дії становить 1,0 Δ, в діапазоні 10,0–30,0 Δ крок зміни номіналів збільшений до 2,0 Δ. Діагностичний набір *КК-42* дозволяє надійно вимірювати кут девіації променя зору пацієнта до 60,0 Δ, тобто 30,0 Δ для кожного ока.

Граничне відхилення призматичної дії мікропризм від номіналу встановлене в таких величинах:

- 0,5 Δ – для номінальних значень від 0,5 до 5,0 Δ;
- 0,10 Δ – для номінальних значень від 6,0 до 15,0 Δ;
- 0,15 Δ – для номінальних значень від 16,0 до 30,0 Δ.

Сумарний коефіцієнт світлопропускання мікропризм $k_B = (1 - k_C)$ встановлений не менше 80 %.

Кінцеві мікропризмові вироби виготовляють методом термопресування плоских оптичних заготовок товщиною 1,5–2,0 мм з поліметилметакрилату з використанням матриці-оригіналу, яка сформована із спеціального алюмінієвого сплаву В–95. В процесі термопресування контролюються усі основні параметри (температура заготовки, тиск і час пресування, час охолодження зразка, температура і струм нагріву матриці, швидкість потоку охолоджуючої рідини та її температура).

Розроблена технологія дозволяє також формувати мікропризмовий рельєф на гнучкій прозорій плівці необхідної товщини. Такий елемент з мікрорельєфом можна при необхідності встановлювати безпосередньо на внутрішню поверхню скла і використовувати в традиційних окулярах для лікування косоокості.

Еластичні френелівські мікропризми з поліуретану [46, 47], розроблені в Інституті очних хвороб ім. Гельмгольца (Росія), а також гнучкі мікропризми "3MTM Press-OnTM Prisms" з полівінілхлориду [48], які виробляє

компанія "ЗМ" (США), використовуються в основному в лікувальних окулярах.

Для діагностики косоокості більш зручні жорсткі модифіковані мікропризми Френеля [52] з оптичного поліметилметакрилату, розроблені в ІПРІ НАН України. Перевагою таких призм є те, що вони мають закритий рельєф, тому при експлуатації їх оптичні властивості не змінюються.

Таким чином, розроблено метод моделювання та виконано комплекс розрахунків оптичних характеристик модифікованих мікропризмових елементів Френеля, які необхідні при створенні оптимальних мікрорельєфних структур для офтальмології.

3.2. Діагностичні набори лінійок мікропризмових компенсаторів косоокості

Методика практичного застосування мікропризм з діагностичного набору *КК-42* передбачає по чергове встановлення в пробну офтальмологічну оправу оптичних компенсаторів косоокості і подальше вимірювання кута косоокості пацієнта за допомогою офтальмологічних тестових таблиць. Однак цей метод за своєю суттю не зовсім зручний [91], оскільки потрібно багато часу на заміну в оправі оптичних компенсаторів на інші з іншим значенням призматичної дії. Тому неможливо оперативно проводити діагностику косоокості, перш за все для дітей і важких хворих, коли проблематично застосування пробної оправы.

Внаслідок цього подальшою розробкою в області офтальмологічної оптики стало створення діагностичних лінійок мікропризмових елементів [92], які більш зручні для швидкої діагностики.

3.2.1. Моделювання параметрів діагностичних лінійок з стандартних одинарних мікропризм

Конструкцію діагностичної лінійки мікропризм [92], розробленої в ІПРІ НАН України, ілюструє рис. 3.4. Моделювання геометричних

параметрів мікропризових компенсаторів для лінійок, зокрема кутів заломлення мікропризм в залежності від необхідної призматичної дії для певного матеріалу, було виконано за стандартним методом (вираз 3.1) з використанням закону Снеліуса [20].

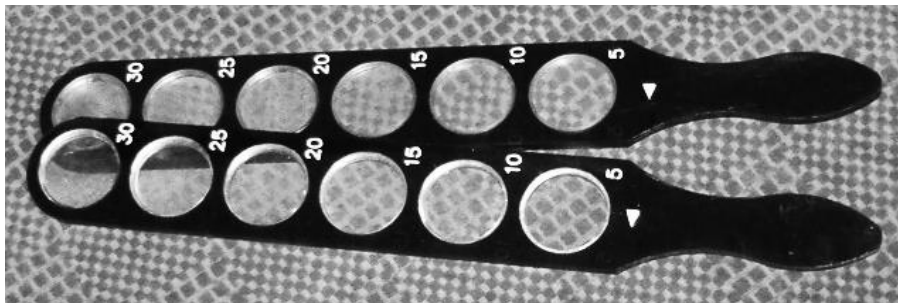


Рис. 3.4. Діагностичні лінійки з стандартних одинарних мікропризових елементів

Аналогічно мікропризовим компенсаторам з набору *КК-42* діагностичні мікропризми для лінійок мікропризм виготовляються з поліметилметакрилату (ПММА) з використанням захисної плоскої прозорої пластини з полікарбонату (ПК).

Кожна діагностична лінійка складається з шести стандартних мікропризових компенсаторів косоокості, які встановлені в одному корпусі. Таким чином формується відповідний вимірювальний оптичний пристрій для вимірювання кутів косоокості в певному діапазоні призматичної дії мікропризм. Стандартний діагностичний набір складається з 5 таких лінійок: 3 лінійки для вимірювання горизонтальних кутів та 2 лінійки для вимірювання вертикальних кутів. Напрямок призматичної дії компенсаторів визначається на корпусі лінійки знаком в вигляді трикутника.

Для вимірювання горизонтальних кутів косоокості призматична дія мікропризм становить 1,0–55,0 Δ. Для діапазону 1,0–10,0 Δ (лінійка I) номінали мікропризм складають 1,0; 2,0; 4,0; 6,0; 8,0 та 10,0 Δ, для діапазону 12,0–25,0 Δ (лінійка II) номінали складають 12,0; 14,0; 16,0; 18,0; 20,0; 25,0 Δ, для діапазону 30,0–55,0 Δ (лінійка III) – 30,0; 35,0; 40,0; 45,0; 50,0; 55,0 Δ.

Для вимірювання вертикальних кутів косоокості були запропоновані окремі лінійки (IV)–(V) для відхилення променів вгору або вниз. Діапазон

зміни призматичної дії мікропризм в лінійках для вимірювання кутів косоокості вгору і вниз однаковий: 5,0–30,0 Δ. Номінали окремих мікропризм для лінійок (IV)–(V) складають 5,0; 10,0; 15,0; 20,0; 25,0; 30,0 Δ. Саме така конструкція діагностичних лінійок запатентована [92] в Україні.

Основною вимогою до оптичних компенсаторів косоокості є висока якість спостережуваних через них зображень. Це залежить перш за все від якості оптичних робочих поверхонь, яка обумовлена в основному якістю алмазного інструменту і точністю його позиціонування в процесі різання, відсутністю дефектів в матеріалах матриці-оригіналу і мікропризм [94].

Однак навіть для ідеальних оптичних поверхонь при проходженні через мікропризми білого світла, аналогічно будь-яким іншим призмовим структурам, виникають дифракційні і хроматичні явища. Це призводить до зниження контрастності і чіткості формованих зображень [95–98], що в свою чергу зменшує реєстровану гостроту зору пацієнта і спотворює результати діагностики косоокості.

3.2.2. Симетричні компенсатори косоокості та лінійки симетричних мікропризм

При діагностиці дефектів зору з використанням компенсаторів косоокості та пробної офтальмологічної оправы, мікропризмові компенсатори встановлюються в оправу в необхідному робочому положенні, тобто строго перпендикулярно осі зору. Кути заломлення при цьому точно відповідають номінальним розрахованим значенням призматичного дії.

Однак при використанні діагностичних лінійок мікропризмових компенсаторів важко встановлювати корпус лінійки строго перпендикулярно до напрямку осі зору. Неточності навіть у невеликих кутах встановлення такої лінійки щодо перпендикулярного напрямку істотно змінюють призматичну дію компенсаторів [99]. В наслідок цього при діагностиці виникають відповідні помилки в отриманих значеннях кута косоокості.

Крім того, при випадковому використанні лінійки зазначеної конструкції в зворотному положенні, тобто "рельєфом від пацієнта", виникає значна похибка у величині призматичного дії мікропризмових компенсаторів, яку необхідно враховувати. Моделювання призматичної дії мікропризм зазвичай виконано для випадку прямого ходу променів, коли промінь світла від об'єкту проходить на мікрорельєф з боку плоскої утворюючої поверхні (випадок "рельєф до ока").

Математичне моделювання параметрів мікропризм при прямому ("рельєф до ока") та зворотному ("рельєфом від пацієнта") ході променів свідчить, що похибка при встановленні призматичної дії, може бути істотною, особливо при великих значеннях Δ . Розраховані параметри мікропризм для різного ходу променів наведені в таблиці 3.1.

Таблиця 3.1.

Призматична дія мікропризм при прямому та зворотному ході променів для $n_e=1,492$

Ход лучей	П р и з м а т и ч е с к о е д е й с т в и е (д и о п т р и и)									
Прямой ход	1,0	2,0	3,0	4,0	5,0	6,0	7,0	8,0	9,0	10,0
Обратный ход	1,0010	2,0021	3,003	4,012	5,021	6,037	7,059	8,0888	9,1270	10,175
Прямой ход	12,0	14,0	16,0	18,0	20,0	22,0	24,0	26,0	28,0	30,0
Обратный ход	12,307	14,496	16,754	19,098	21,547	24,122	26,853	29,776	32,940	36,412

Моделювання кутів заломлення променів [99] свідчить, що для мікропризмових компенсаторів, сформованих зі стандартних одинарних мікропризм, при повороті структури навіть на невеликі кути 5,0–10,0 град. щодо нормалі до утворюючої поверхні мікрорельєфу, істотно змінюється призматична дія (рис.3.5). В результаті цього в отриманих значеннях кутів косоокості виникає похибка, пропорційна величині призматичного дії. Для мікропризми $PD = 20,0\text{--}30,0 \Delta$, виготовленої з ПММА ($n_e = 1,492$), похибка може становити 3,0–5,0 Δ .

Для вирішення проблеми зменшення похибок при використанні діагностичних лінійок з стандартними одинарними мікропризмами потрібне моделювання оптичних параметрів та створення компенсаторів косоокості і відповідних лінійок компенсаторів, призматична дія яких менш чутлива до повороту мікропризмових елементів вздовж напрямку рельєфу.

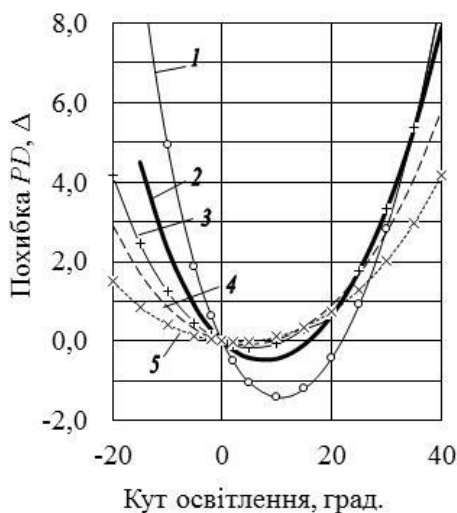


Рис. 3.5. Похибка вимірювань ΔPD при повороті одинарної мікропризми вздовж напрямку рельєфу: 1– $PD=40 \Delta$; 2– $PD=28 \Delta$; 3– $PD=20 \Delta$; 4– $PD=10 \Delta$; 5– $PD=5,0 \Delta$;

В результаті математичного моделювання запропоновано [99–100] формувати кожний мікропризмний оптичний компенсатор косоокості одночасно двома планарними мікропризмними елементами однакової призматичної дії, при цьому пари елементів розміщуються рельєфами назустріч один одному. В результаті створюється здвоєна симетрична мікропризмна структура, модель якої наведена на рис. 3.6.

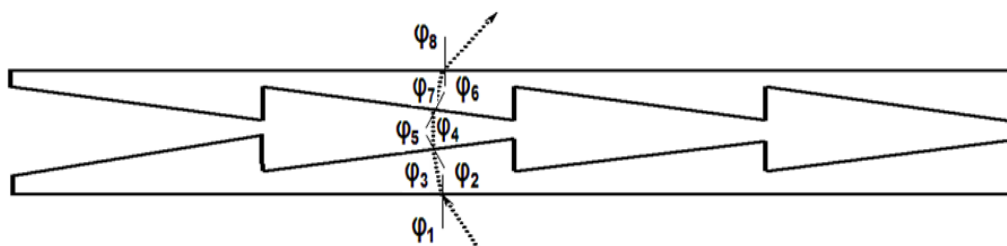


Рис. 3.6. Модель проходження променів світла через симетричний мікропризмний елемент

Результати моделювання та експериментальні дані свідчать, що зміна призматичного дії при повороті оптичного компенсатора майже в чотири рази менше, якщо відповідне значення його призматичної дії створено двома однаковими мікропризмовими елементами. На рис. 3.7 наведено результати моделювання (крива 1) та експериментальні дані (крива 2) дані [99] щодо зміни значення PD при повороті симетричних мікропризм вздовж напрямку рельєфу, а також результати моделювання (крива 3) та експериментальні дані (крива 4) значень змін призматичної дії PD при повороті одинарних мікропризмових елементів для аналогічних призм з ПММА. Отримані дані однозначно підтверджують, що симетричні компенсатори косоокості забезпечують більш точні результати вимірювань кутів косоокості методом призмової скіаскопії при застосуванні діагностичних лінійок мікропризм.

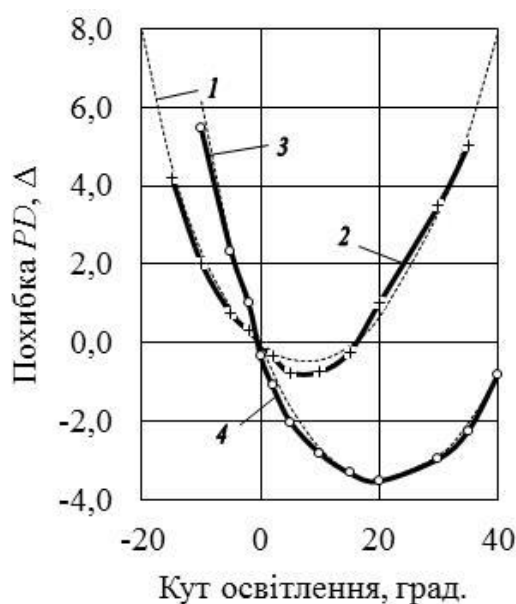


Рис. 3.7. Порівняльні характеристики [99] симетричної здвоєної (криві 1, 2) та одинарної (криві 3, 4) мікропризми $PD = 28,0 \Delta$:
(1, 3 – моделювання, 2, 4 – експеримент)

Тому останнім часом діагностичні лінійки ІПРІ НАН України формуються з використанням тільки симетричних компенсаторів косоокості і саме така конструкція запатентована в Україні [100].

Кожний симетричний мікропризмовий компенсатор косоокості виготовляється зі спеціальної пластмаси – поліметилметакрилату, яка є

прозорою для видимого спектрального діапазону. Відповідно до результатів моделювання [99] крок мікрорельєфу всіх мікропризм $W = 600$ мкм є оптимальним з точки зору зменшення дифракційних ефектів і виключення процесу дискретизації зображень, які формуються оком, в процесі діагностики косоокості методом призмової скіаскопії із застосуванням діагностичних лінійок мікропризм.

При розвороті симетричного компенсатора на 180 град. його призматична дія не змінюється, що зумовлено самим принципом формування компенсатора з двох однакових мікропризм, тому елемент дійсно виявляється симетричним щодо його розвороту. Змінюється тільки напрям призматичного дії, що в деяких випадках може бути навіть корисним при визначенні напрямку горизонтальної косоокості.

У симетричному компенсаторі косоокості дві однакові мікропризми герметично з'єднуються одна з одною методом ультразвукового зварювання таким чином, щоб мікрорельєф був розміщений всередині пристрою і не контактував з зовнішнім середовищем, тобто був захищений від забруднень і пошкоджень при експлуатації пристрою. Параметри мікропризмових елементів моделюються, виготовляються та з'єднуються в єдиний оптичний блок таким чином, щоб втрати світла всередині структури були мінімальними.

Іншою причиною погіршення оптичних зображень з мікропризмами є хроматизм білого світла. Результати математичного моделювання хроматичних явищ [99] для одинарних та здвоєних мікропризмових структур з використанням закону Снеліуса [20] свідчать, що зони хроматизму, який впливає на чіткість зорового образу і на відповідну гостроту зору V_c , однакові для одинарних і здвоєних симетричних елементів (рис. 3.8) однакової призматичної дії. Величина зони хроматизму залежить тільки від сумарної призматичної дії елемента Δ . На рис. 3.8 суцільна крива відповідає довжині хвилі $\lambda = 0,555$ мкм, дрібна і велика пунктирні лінії позначають синю і червону області спектру, відповідно.

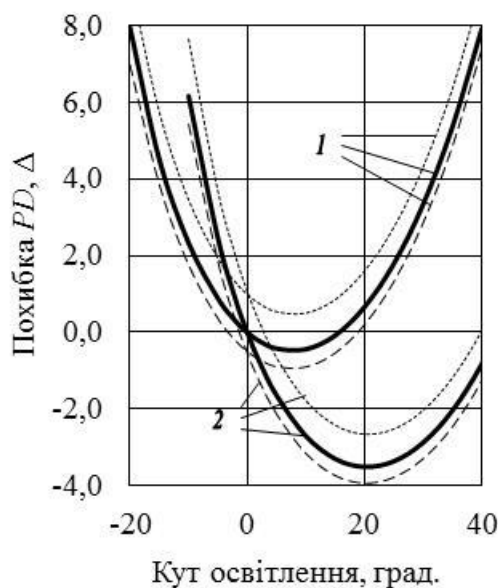


Рис. 3.8. Хроматичні ефекти при повороті вдовж осі здвоєної (криві 1) та одинарної (криві 2) мікропризми $PD = 28,0 \Delta$

Результати моделювання свідчать, що у порівнянні з випадком одинарних мікропризмових елементів при використанні здвоєних мікропризм не спостерігається погіршення гостроти зору V_C , пов'язаного з хроматичними явищами.

Для зручності та підвищення точності вимірювання горизонтальних і вертикальних кутів косоокості сформовані окремі діагностичні лінійки *ДНСК-1* з оптичних симетричних компенсаторів [100], які складаються зі здвоєних мікропризм. Аналогічно набору лінійок з одинарних мікропризм кожену діагностичну лінійку з набору *ДНСК-1* створює група з шести симетричних мікропризмових компенсаторів косоокості для певного діапазону зміни призматичного дії. Діагностичний набір *ДНСК-1* складається з п'яти таких лінійок. Номінали мікропризм в лінійках повністю аналогічні номіналам для лінійок з одинарних мікропризмових компенсаторів. При підготовці пристрою для масового виробництва корпус було модернізовано, що зробило його більш зручним для діагностики маленьких дітей.

Загальний вигляд модернізованого набору *ДНСК-1* симетричних компенсаторів косоокості [100] показаний на рис. 3.9.



Рис. 3.9. Набір діагностичних лінійок [100]
симетричних компенсаторів косоокості *ДНСК-1*

Таким чином, діагностична лінійка, сформована з симетричних мікропризмових компенсаторів, є найбільш зручною для діагностики косоокості. Сьогодні набір діагностичних лінійок *ДНСК-1* є основним інструментом для діагностики косоокості малих дітей в офтальмологічних клініках України.

Для зменшення габаритів діагностичних призмових лінійок за рахунок зменшення кількості призм, жорстко закріплених на корпусі, можна використовувати структуру, аналогічну стандартним діагностичним скіаскопічним лінійкам з заломлюючими лінзами, в яких використовується переміщувана додаткова лінза. Це дозволяє не тільки зменшити геометричні габарити лінійки, але і розширити в ній діапазон зміни номіналів лінз.

Однак у випадку призмової лінійки з монопризмами або з мікропризмами Френеля призматичною дією PD_1 , при використанні додаткової переміщуваної призми дією PD_2 виникають помилки в сумарній призматичній дії двох призм PD_{1-2} .

Дійсно [100], на відміну від рефракційної лінзи призматична дія для таких подвійних мікропризм не просто підсумовується, а розраховується за більш складною моделлю. Тому у всіх випадках існує помилка в величинах

сумарної призматичної дії. Зі збільшенням номіналів мікропризм основної лінійки PD_1 зростає різниця призматичної дії $\Delta PD = \{(PD_1 + PD_2) - PD_{1-2}\}$.

На рис. 3.10 наведені розрахункові значення [100] різниці ΔPD для деяких додаткових призм, виготовлених з ПММА, для діапазонів номіналів основних призм $PD_1 = 0,0-9,0 \Delta$ (додаткова призма $PD_2 = 1,0 \Delta$); призм $PD_1 = 10,0-30,0 \Delta$ (призма $PD_2 = 2,0 \Delta$) та призм $PD_1 = 32,0-50,0 \Delta$ (додаткова призма $PD_2 = 4,0 \Delta$), відповідно.

Виникнення суттєвої помилки в призматичному дії такої подвійної мікропризмової структури обумовлено тим, що при використанні додаткової переміщуваної призми значення її призматичної дії не було оптимізовано за результатами моделювання параметрів.

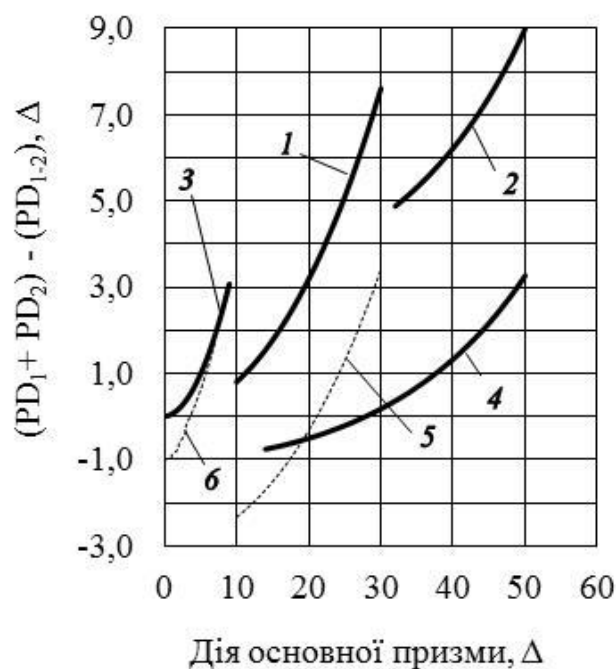


Рис. 3.10. Різниця ΔPD призматичної дії для подвійних мікропризм:

1– $PD=2,0 \Delta$ (x10); 2– $PD=4,0 \Delta$; 3– $PD=1,0 \Delta$ (x100);
4– $PD=3,0 \Delta$; 5– $PD=1,7 \Delta$ (x10); 6– $PD=0,99 \Delta$ (x100)

Точно визначити значення призматичної дії для додаткової мікропризми PD_2^* для будь-якого номіналу PD_{1-2} подвійної мікропризми, щоб похибка була нульовою, можна за формулою

$$\Delta PD = \{(PD_1 + PD_2) - PD_{1-2}\} = 0.$$

Так, на рис. 3.10 наведені дані для додаткової мікропризми $PD_2^* = 0,99 \Delta$, яка є оптимальною для основної призми $PD_1 = 4,0 \Delta$ замість призми номінальним значенням $PD_2 = 1,0 \Delta$ і за допомогою якої можна забезпечити сумарне номінальне значення $PD_{1-2} = (4,0+1,0) \Delta$. Така призма приблизно відповідає центру першого діапазону призмових значень $PD_1 = (0,0-9,0) \Delta$.

Додаткова пересувна призма дією $PD_2^* = 1,7 \Delta$ може бути використана замість призми $PD_2 = 2,0 \Delta$ для точного встановлення значення призми $PD_{1-2} = 25,0 \Delta$ з використанням призми $PD_1 = 23,0 \Delta$. Іншими словами, вона є оптимальною для другого діапазону призматичної дії основних мікропризм $PD_1 = (10,0-30,0) \Delta$.

Аналогічним чином пересувна призма $PD_2^* = 3,0 \Delta$ може бути використана замість додаткової призми дією $PD_2 = 4,0 \Delta$ для всього діапазону призматичної дії $PD_1 = (20,0-50,0) \Delta$. При цьому нульова різниця $\Delta PD = 0$ відповідає номіналу призми $PD_1 = 30,0 \Delta$, для якого реалізується точне значення сумарної дії $PD_{1-2} = (30,0+4,0) \Delta$.

Однак для всіх інших номіналів призм PD_1 основної лінійки виникає похибка $\Delta PD \neq 0$, як при зменшенні номіналів PD_{1-2} подвійної призми, так і при їх збільшенні.

Тому діагностичні призмові лінійки з додатковою переміщуваною призмою не дуже зручні для практичного використання в мікропризмовій скіаскопії, перш за все через малу точність завдання номіналів призм, і тому вони практично не виготовляються і не застосовуються.

3.3. Моделювання параметрів комбінованих призмo-сферо-циліндричних лінз та окулярів

Після розробки високоточних мікропризмових елементів [90, 94, 99], їх реєстрації та патентування в Україні [88, 92, 100], а також після відпрацювання методик діагностики дефектів зору [52] з використанням мікропризм, стало можливим застосування мікропризмових лінз в лікувальних окулярах. Такі складні комбіновані окуляри знайшли широке застосування, зокрема, при лікуванні косоокості, короткозорості, далекозорості, астигматизму, що поєднується з косоокістю та іншими порушеннями зору.

Відомий метод [101–104] використання скляних призм в лінзах окулярів для корекції порушень бінокулярного зору, яке відбувається внаслідок сліпоти частині поля зору обох очей. Корекцію проводять за допомогою призми, яку встановлюють в одну з двох стандартних рефракційних окулярних лінз, причому саме в ту лінзу, яка відхиляє промінь в напрямку поля втрати зору.

До недоліків цього пристрою відноситься те, що лінза призматичного дії виготовлена зі скла, тому має велику товщину і відповідну масу. Це створює незручності при практичному застосуванні таких комбінованих окулярів, тому окуляри з лінзою призматичної дії $PD > (8,0-10,0) \Delta$ практично не виготовляються. Крім того, внаслідок рефракції світла всередині призмових окулярів відбувається спотворення зображень об'єктів, які спостерігає пацієнт.

Використання в лікувальних окулярах практично плоских мікропризмових структур [52] повністю усуває зазначену проблему. Запропоноване в ІПРІ НАН України рішення цієї проблеми запатентовано [105] таким чином: призматична компонента окулярів виготовляється планарною, товщина пластинки з мікрорельєфом $\delta = 1,5-2,0$ мм. Пластинка з мікрорельєфом герметично з'єднується з поверхнею стандартних

рефракційних сферичних або астигматичних лінз діаметром 65–70 мм і таким чином формується комбінована призмо-сферо-циліндрична лінза.

Комбінована лінза [105] дозволяє розширити діапазон призматичного дії і зручна у використанні внаслідок невеликої товщини виробу. Призматичний елемент з'єднується з поверхнею пластикової рефракційної лінзи таким чином, що мікрорельєф залишається всередині лінзи і не контактує безпосередньо з зовнішнім середовищем, ні з поверхнею рефракційної лінзи.

При створенні комбінованих призмо-сферо-циліндричних лінз необхідно було вирішити досить складне завдання кріплення плоскої мікропризми до увігнутої асферичної поверхні рефракційної лінзи. Задача була вирішена шляхом створення на внутрішній поверхні рефракційної лінзи плоского установчого контуру заглиблення діаметром 30 мм і шириною $\approx 0,5$ мм. Глибина контуру для сферичної лінзи складає $\approx 0,4$ мм, для асферичної лінзи глибина змінюється в діапазоні 0,2 – 0,9 мм в залежності від значення циліндричної складової рефракційної лінзи.

З'єднання рефракційної лінзи з мікропризмовим елементом здійснюється методом ультразвукового зварювання, в результаті досягається повна герметичність пристрою. Навіть при тривалій експлуатації зазначеної конструкції оптичні характеристики комбінованої лінзи не змінюються. Схема такого з'єднання показана на рис. 3.11.

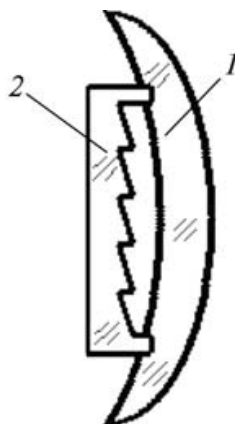


Рис. 3.11. Схема з'єднання мікропризми (2) з рефракційною лінзою (1)

Особливістю запатентованої конструкції [105] є те, що в сферо-призматичних лінзах промінь світла від об'єкта проходить на мікрорельєф не з боку плоскої утворюючої поверхні ("рельєф до ока"), а у зворотному напрямку ("рельєф до джерела"). Внаслідок цього через падіння променя на похилу поверхню мікропризм величина призматичної дії зменшується в порівнянні з ходом променів з боку утворюючої поверхні. Зі збільшенням номіналу мікропризм відмінність в призматичному дії помітно зростає.

Зменшення призматичного дії при зворотному ході світлового променя через мікропризму кількісно промодельовано автором в роботі [106]. На рис. 3.12 показана розрахункова залежність [106] від номіналів призм різниці призматичної дії ΔPD при прямому і зворотному ході променів для ПММА ($n_e = 1,492$) та для ПК ($n_e = 1,585$). Також показані абсолютні значення призматичної дії PD (крива 2), які реалізуються для випадку зворотного ходу променя світла ("рельєф до джерела") для відповідних номіналів призм, визначених для випадку "рельєф до ока".

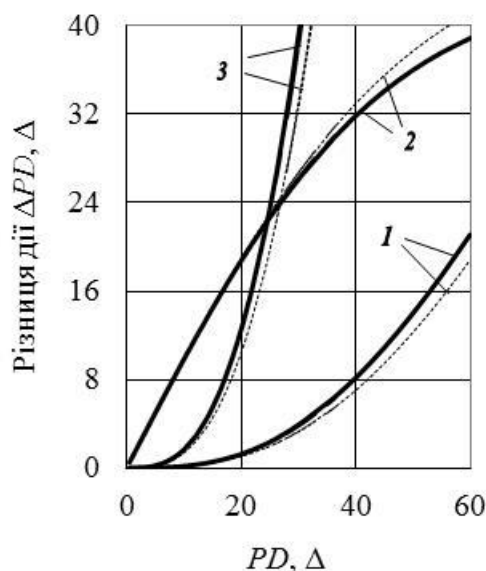


Рис. 3.12. Залежність різниці призматичної дії ΔPD (1) и $10 \Delta PD$ (3) від номіналів призм та значення PD для зворотного ходу променів (2): суцільна лінія – $n_e=1,492$, пунктир – $n_e=1,585$

Розраховані [106] значення призматичної дії для прямого ходу променів ("рельєф до ока"), які необхідно сформулювати для отримання

необхідного номіналу дії при зворотному ході променів через мікропризму ("рельєф до джерела") використовуються при формуванні матриць-оригіналів мікропризових елементів для виготовлення мікропризм для комбінованих призмо-сферо-циліндричних лінз.

Відзначимо, що виробники офтальмологічної оптики визначають величину призматичної дії монопризм і мікропризм різними способами. Так, номінали мікропризм "3MTMPress-OnTMPrisms" [48], що випускаються компанією "3M" (США), визначаються для випадку падіння світлових променів на мікропризму з боку рельєфу (зворотний хід променів – "рельєф до джерела світла").

В ІПРІ НАН України [52] значення призматичної дії мікропризм визначаються для випадку падіння світлових променів з боку утворюючої поверхні мікропризм (прямий хід променів – "рельєф до ока"). Таким же способом ("рельєф до ока") визначаються значення призматичної дії для мікропризм, які були виготовлені в Інституті очних хвороб ім. Гельмгольца (Росія) [46].

Компанія "Gulden Ophthalmics" (США) [107] маркує на своїх виготовлених акрилових монопризмах значення призматичної дії, яке визначене для зворотного ходу променів для діапазону призматичної дії $PD = (0,5-20,0) \Delta$ і за принципом мінімального кута відхилення для монопризм призматичною дією $PD > 20,0 \Delta$.

Різниця ΔPD між значеннями призматичної дії для прямого і зворотного ходу променів може бути досить великим. В таблиці 3.2 наведені значення ΔPD для деяких оптичних матеріалів, найбільш часто використовуваних в оптиці та офтальмології, які розраховані автором в роботі [106].

При виготовленні згідно з рецептами лікарів-офтальмологів складних призмо-сферо-циліндричних (ПСЦ) окулярів мікропризові лінзи комбінованої дії встановлюються в звичайну окулярну оправу. Сьогодні у лікарській практиці досить широко застосовується бланк спеціального

рецепту для виготовлення таких ПСЦ окулярів, розроблений спільно з фахівцями Київської міської клінічної офтальмологічної лікарні "Центр мікрохірургії ока". В ІПРІ НАН України розроблено технологію та спеціальне обладнання для виготовлення відповідних ПСЦ окулярів з використанням зазначених комбінованих мікропризмових лінз.

Таблиця 3.2.

Різниця в призматичній дії для прямого та зворотного ходу променів [106] для деяких оптичних матеріалів.

Номинал для пря- мого хода лучей	Призматическое действие для обратного хода лучей						
	ПММА $n_c = 1,491$ $k_{AB} = 58$	CR-39 $n_c = 1,499$ $k_{AB} = 59$	Поли- уретан $n_c = 1,500$ $k_{AB} = 34$	ПВХ $n_c =$ $1,525$ $k_{AB} = 59$	САН $n_c = 1,567$ $k_{AB} = 36$	ПК $n_c = 1,585$ $k_{AB} = 31$	ФЛИНТ $n_c = 1,621$ $k_{AB} = 38$
5,0 Δ	4,97885	4,97923	4,97928	4,98039	4,98202	4,98265	4,98379
10,0 Δ	9,83350	9,83645	9,83681	9,84541	9,85811	9,86299	9,87187
15,0 Δ	14,45258	14,46200	14,46316	14,45258	14,53149	14,54720	14,57590
20,0 Δ	18,74732	18,76807	18,77061	18,83135	18,92191	18,95691	19,02104
25,0 Δ	22,65663	22,69367	22,69822	22,65553	22,97012	23,03344	23,14989
30,0 Δ	26,14734	26,20509	26,21219	26,38238	26,63902	26,73915	26,92403
35,0 Δ	29,21097	29,29283	29,30292	29,54498	29,91234	30,05639	30,32344
40,0 Δ	31,85850	31,96674	31,98009	32,30125	32,79142	32,98463	33,34430
45,0 Δ	34,11477	34,25047	34,26722	34,67116	35,29124	35,53686	35,99598
50,0 Δ	36,01316	36,17642	36,19658	36,68400	37,43633	37,73575	38,29760
55,0 Δ	37,59134	37,78145	37,80495	38,37410	39,25709	39,61006	40,27484
60,0 Δ	38,88804	39,10370	39,13038	39,77773	40,78675	41,19176	41,95716

Технологічний процес виготовлення призмо-сферо-циліндричних окулярів умовно можна розділити на декілька етапів:

- виготовлення мікропризмових елементів необхідної призматичної дії;
- розмітка і центрування рефракційних лінз;
- виготовлення комбінованої призмо-сферо-циліндричної лінзи;
- встановлення лінзи в оправу і виготовлення лікувальних окулярів.

Така технологія забезпечує виготовлення комбінованих призмо-сферо-циліндричних лінз в будь-якій комбінації оптичної дії складових елементів:

- рефракційна лінза з оптичною силою – 6,0 до + 4,0 діоптрій з кроком 0,25 діоптрії сферичної складової і до 2,5 діоптрій циліндричної складової;
- мікропризми Френеля з призматичною дією від 0 до 30,0 призмових діоптрій.

При виготовленні окулярів з такими лінзами використовуються стандартні оправы з міжцентровою відстанню від 46 мм і більше, при цьому похибка взаємної орієнтації осей циліндра і мікропризми не перевищує 0,5 град. Лікувальні окуляри з призмо-сферо-циліндричними лінзами, які виготовлені в ІПРІ НАН України за одним з рецептів, показані на рис. 3.13.



Рис. 3.13. Лікувальні окуляри з призмовою складовою виробництва ІПРІ НАН України

В даний час для виготовлення лікувальних окулярів також використовуються гнучкі френелівські мікропризми [46, 48, 51] які встановлюються гладкою стороною на внутрішню поверхню скла окулярів. Поверхня з мікропризмовим рельєфом безпосередньо контактує з навколишнім середовищем, тому нічим не захищена від забруднень і механічних пошкоджень. В результаті з часом погіршується прозорість мікропризмових елементів, відбувається розсіювання променів світла на рельєфі і знижується гострота зорових образів, які формуються мікропризмой.

До недоліків гнучких френелівських призм відноситься і той факт, що в результаті деформації гнучкої плівки з мікрорельєфом при установці її на лінзу окулярів додатково виникають оптичні аберації, це також безпосередньо впливає на значення номіналу лінзи та гостроту зорових образів.

При застосуванні еластичних призм [46–47], виготовлених з еластичного пластику поліуретану, якому притаманний значний хроматизм [20], відбувається додаткове зниження чіткості та контрастності зображень, ефективність лікування ще більше знижується.

Таким чином, запропоновані ІПРІ НАН України [52] жорсткі модифіковані мікропризми Френеля, які виготовляються з поліметилметакрилату, за своїми оптичними характеристиками та стабільністю робочих параметрів при експлуатації мають істотні переваги перед усіма існуючими еластичними мікропризмами з поліуретану і полівінілхлориду.

3.4. Мікропризмовий послаблювач гостроти зору

В останні роки в офтальмології в лікувальних окулярах використовуються фільтри Бангертера [53–54] – гнучкі пластикові плівки з градуйованим пропусканням. Фільтри Бангертера застосовуються найчастіше для лікування діплії (подвоєння оптичних зображень) [58, 64, 107–111] замість оклюзії або патчінга для формування у пацієнтів периферичної фузії. Плівки Бангертера фіксуються на поверхні лінз аналогічно еластичним мікропризмам "3MTMPress-OnTMPrisms" (США), вони практично не помітні на лінзах окулярів, тому окуляри з такими плівками досить привабливі з косметичної точки зору (див. рис. 1.22).

Плівки–фільтри Бангертера можна застосовувати і для вирівнювання гостроти зорового образу V_C для обох очей. Відомо, що при використанні призматичної оптики або окулярів з мікропризмовими лінзами одночасно з

заломленням променів світла погіршується гострота зору пацієнта, що потребує відповідного компенсування. Необхідно вирівнювати саме зниження гостроти зору, а не інтенсивність світла, який пройшов через призму, оскільки зменшення інтенсивності променя світла виявляється практично однаковим, як для звичайних рефракційних окулярних лінз без призм, так і при наявності в лінзах призматичної складової.

З формул Френеля випливає [106], що для кутів падіння променя світла на призму, менших за $\varphi_1 < 50\text{--}55$ град., коефіцієнт відбиття променя k_C від поверхні практично однаковий і дорівнює значенню k_C для нормального падіння. Тому, як для плоскої утворюючої поверхні, так і для поверхні з мікропризмовим рельєфом з кутами заломлення призм до $\alpha \approx 25\text{--}30$ град., які відповідають значенням призматичної дії для всього необхідного для офтальмологів діапазону $PD < 50,0\text{--}60,0$ Δ, втрати інтенсивності світла на відбиття приблизно однакові.

Таким чином, наявність призмового рельєфу дійсно не впливає на коефіцієнт відбиття k_C і послаблювач гостроти зору можна створювати з рельєфних поверхонь. Для двох найбільш популярних в офтальмології пластиків – поліметилметакрилату та полікарбонату – втрати потоку світла на відбиття становлять, відповідно $\approx 8,0$ та $10,2$ %.

Один з варіантів таких градуйованих послаблювачів гостроти зору можна створити, використовуючи ефект дифракції білого світла на періодичних мікрорельєфних структурах. Розподіл дифракційних інтенсивностей після проходження світла через такий послаблювач аналогічний наведеному на рис. 3.14 (крива 1). Крива 2 відображає інтерференцію світла, а крива 3 – інтегральну криву розподілу інтенсивностей для мікропризми дією $PD = 12,0$ Δ.

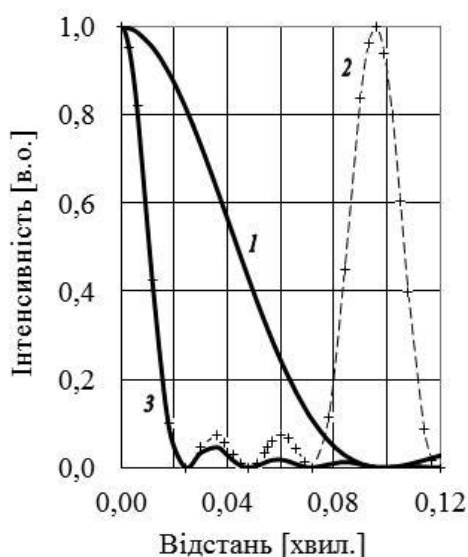


Рис. 3.14. Дифракційна (1) та інтерференційна (2) криві для одинарної мікропризми $PD = 12,0 \Delta$, $W = 600$ мкм, $N = 4$; 3– сумарна крива

Для білого світла розширення зображення визначається не тільки хроматизмом, але і дифракцією, тому зниження гостроти пов'язане з кроком мікрорельєфу W . Змінюючи крок рельєфу W , можна створити градуйовані послаблювачі для певної величини зниження гостроти зору. При цьому зона поверхні з мікрорельєфом повинна займати невелику частину загальної площі послаблювача, щоб не допустити значного зменшення загальної інтенсивності світла, що проходить через такий оптичний пристрій.

Моделювання цього процесу свідчить, що типовими параметрами послаблювача можуть бути крок мікрорельєфу $W = 200\text{--}400$ мкм і ширина штриха $D = 10$ мкм. Для цих параметрів послаблення гостроти зору ΔV_C змінюється від мінімального до максимального $\Delta V_C = 15\text{--}20$ %. При цьому втрати інтенсивності світла становлять всього $2,5\text{--}5,0$ %.

Експериментальні результати підтверджують можливість створення послаблювача гостроти зору на ефекті дифракції без істотного впливу на інтенсивність світла, що проходить через такий пристрій. На рис. 3.15 показаний виготовлений в ІПРІ НАН України згідно результатів моделювання послаблювач гостроти зору з наступними параметрами: кут канавок мікрорельєфу $\alpha_G = 70$ град., глибина мікрорельєфу $H = 10$ мкм.

Крок рельєфу становив $W = 100, 200, 400$ та 800 мкм, причому кожному значенню кроку W відповідає своє значення послаблення гостроти зору ΔV_C , яке змінюється від мінімального до максимального $\approx 20\%$.



Рис. 3.15. Послаблювач гостроти зору ІПРІ НАН України, який функціонує на ефекті дифракції білого світла

Таким чином, запропонована технологія створення каліброваних послаблювачів гостроти зору – аналогів фільтрів Бангертера, для зниження гостроти зору V_C на $15\text{--}20\%$, які функціонують на принципі дифракції променів білого світла, що проходять через мікропризму.

Перевага таких послаблювачів перед стандартними фільтрами Бангертера полягає в захищеності мікрорельєфу від зовнішніх забруднень і пошкоджень: жорсткі мікропризми з полікарбонату або поліметилметакрилату можуть бути герметично з'єднані з поверхнею стандартних рефракційних лінз методом ультразвукового зварювання [91], як це виконується в ІПРІ НАН України при виготовленні комбінованих сферо-призматичних лінз і лікувальних окулярів. Тому параметри послаблювача залишаються стабільними протягом всього строку функціонування пристрою.

3.5. Висновки до розділу 3

Створено математичну модель та розроблено метод моделювання рефракційного мікропризмового елемента, який використовується в офтальмології для відхилення на необхідний кут променів світла, в результаті:

- виконано комплекс розрахунків необхідних параметрів мікропризм для відхилення променів на визначені кути заломлення для одинарних та симетричних здвоєних мікропризм;

- визначено втрати потоку світла при проходженні його через зазначені мікропризмові поверхні;

- розраховано необхідні параметри рельєфу для створення каліброваних послаблювачів гостроти зору – аналогів фільтрів Бангертера, які функціонують на ефекті дифракції променів білого світла, що проходять через мікропризму.

РОЗДІЛ 4. МІКРОПРИЗМОВІ ДВОВИМІРНІ КІЛЬЦЕВІ СТРУКТУРИ ДЛЯ ФОКУСУВАННЯ ПРОМЕНІВ СВІТЛА

В прикладній оптиці широко застосовуються кільцеві фокусуючі лінзи Френеля [112–115]. Такі лінзи складаються з серії концентричних кільцевих плоско-випуклих лінз, які примикають одна до одної і мають загальний фокус F (рис. 4.1). Розроблено численні методи розрахунків таких рефракційних структур [116–120] та технології їх виготовлення. Однак аналогічні структури з плоскими кільцевими поверхнями трикутного профілю менш відомі, хоча такі поверхні навіть з досить малим кроком мікрорельєфу $W = 50\text{--}100$ мкм набагато простіше виготовити відомим методом алмазного різання [1].

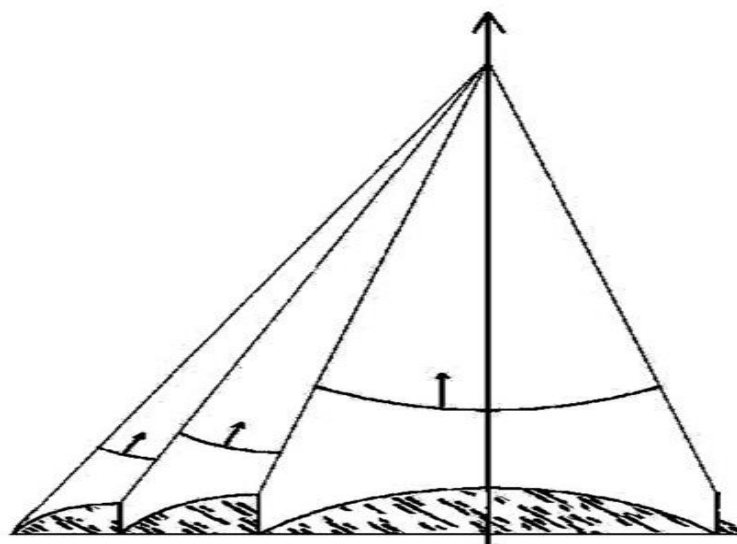


Рис. 4.1. Схема лінзи Френеля з кільцевих плоско-випуклих тонких ахроматичних лінз [112]

Іншим напрямком застосування кільцевих структур є біосенсорні діагностичні системи. Для створення датчиків біосенсорних систем, що функціонують за принципом збудження поверхневих плазмонних хвиль зі скануванням кута резонансу [121–124], необхідні мікропризмові структури зі змінним кутом заломлення призми. При використанні таких структур сканування зміни кута збудження поверхневого плазмонного резонансу

замінюється простим електронним зчитуванням даних з відповідної групи мікропризм, що значно скорочує час діагностики. Основною вимогою до таких кільцевих структур є заздалегідь задана залежність кута нахилу робочої поверхні мікропризм від радіусу. Формування рельєфу на поверхні призм від радіусу, але можливо створення кільцевих структур і за принципом фокусування зображень.

Автором розроблено метод моделювання та виконано комплекс розрахунків [125] параметрів кільцевих фокусуючих структур з плоскими утворюючими гранями, які необхідні для створення мікропризмових кільцевих лінз різного призначення. Запропонований метод моделювання фокусуючих лінз полягає в тому, що замість однієї рефракційної лінзи використовується структура у вигляді тонких кілець трикутного профілю в перерізі з плоскими робочими поверхнями, які заломлюють паралельні промені світла в точку загального фокуса F .

Існують, як мінімум, два варіанти кільцевих мікропризмових фокусуючих структур: з постійним кроком W мікрорельєфу і з постійною висотою призм H . При моделюванні кільцевого фокусуючого рельєфу для обох варіантів зворотний кут β мікропризм встановлюється або нульовим, або мінімально необхідним для технології практичного виготовлення таких структур.

Для визначення основних параметрів таких структур можна використовувати принципи геометричної оптики, але для визначення точних характеристик необхідно використовувати більш складні моделі, оскільки дифракційні ефекти впливають на кутові характеристики заломлених променів. Розглянемо кожний з варіантів моделювання фокусуючих структур.

4.1. Математичне моделювання параметрів мікропризмових фокусуючих структур с постійним кроком рельєфу

Будемо вважати, що мікропризмозна структура з плоскими кільцевими прозорими оптичними поверхнями кількістю N_i ($i = 1, 2, 3, \dots$), виготовлена з матеріалу з коефіцієнтом заломлення n_1 і розміщена в середовищі з коефіцієнтом заломлення n_0 . Модель такого елемента з постійним кроком рельєфу для випадку падіння променів світла на рельєф з боку утворюючої поверхні ("прямий" хід променів) зображена на рис. 4.2.

Структура сформована таким чином, що промені світла від кожної кільцевої зони N_i шириною W , яка розташована на відстані r_i від центру і нахилена під кутом α_i до утворюючої поверхні, збираються в спільній для всіх зон точці фокусу F . Відстань до точки фокуса від утворюючої поверхні мікропризмової структури становить R . Будемо вважати, що крок рельєфу W і глибина рельєфу H досить малі порівняно з відстанню R , тому кожна точка кільцевого елемента i , який відповідає певній кількості кроків рельєфу N_i , спостерігається з точки фокусування під тим же кутом фокусування γ_i .

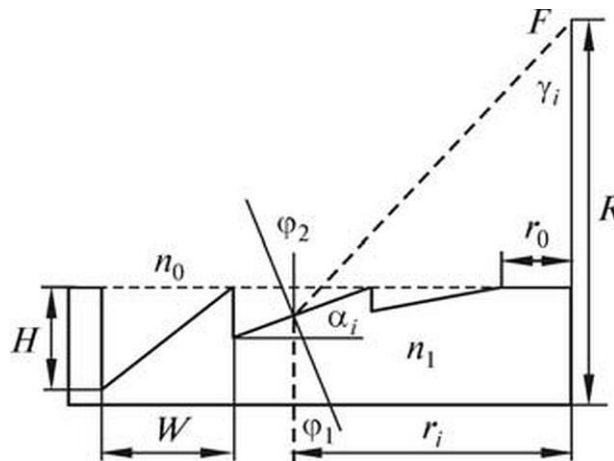


Рис. 4.2. Модель кільцевого мікропризмового елемента Френеля з постійним кроком рельєфу для прямого ходу променів

У центрі структури може бути сформована плоска зона радіусом r_0 , наявність якої доцільна з технологічних міркувань для спрощення виготовлення таких структур, наприклад, методом алмазного різання. При розрахунках значення r_0 можна прийняти і рівним нулю.

В результаті розрахунків [125] для постійного кроку рельєфу W необхідно отримати залежність кута нахилу α_i кожної кільцевої зони від радіуса r_i відповідної зони, який будемо визначати величиною плоскої центральної зони r_0 і кількістю кроків рельєфу N_i , тобто

$$r_i = r_0 + W N_i, \quad (4.1)$$

Враховуючи, що $\varphi_{2i} = \varphi_{1i} + \gamma_i$, де кут спостереження $\gamma_i = \text{tg}^{-1}(r_i/R)$, а величини φ_1 та φ_2 – кути розповсюдження променя в першому та другому середовищах, то співвідношення між кутами спостереження γ_i та кутами заломлення мікропризм $\alpha_i = \varphi_{1i}$ можна визначити за законом Снеліуса [20] таким чином:

$$n_1 \sin \alpha_i = n_0 \sin (\alpha_i + \gamma_i) \quad (4.2)$$

Використовуючи співвідношення $\sin(\alpha + \beta) = \sin \alpha \cos \beta + \cos \alpha \sin \beta$, отримуємо вираз (4.2) в такому вигляді:

$$n_1 \text{tg} \alpha_i = n_0 \{ \sin \gamma_i + \text{tg} \alpha_i \cos \gamma_i \} \quad (4.3)$$

Для випадку, коли мікропризма, виготовлена з ПММА ($n_1 = 1,492$), знаходиться в повітрі ($n_0 = 1,0$), можна отримати кінцевий вираз для кута заломлення мікропризм α_i для кожного кроку рельєфу i :

$$\alpha_i = \text{tg}^{-1} \{ \sin \gamma_i / (1,491 - \cos \gamma_i) \} \quad (4.4)$$

При моделюванні фокусуючих структур для випадку, коли джерело освітлення знаходиться зі сторони мікрорельєфу ("зворотний" хід променів), кінцевий вираз для заломлюючого кута α_i в залежності від кількості кроків рельєфу N_i для випадку $H \ll R$ для структур з постійним кроком рельєфу W має вигляд [125]:

$$\alpha_i = \text{tg}^{-1} \{ (n_1/n_0) \sin \xi_i \{ (n_1/n_0) \cos \xi_i - 1 \}^{-1} \}, \quad (4.5)$$

де величина $\xi_i = \sin^{-1} (n_0/n_1) \sin \gamma_i$, кут спостереження $\gamma_i = \text{tg}^{-1}(r_i/R)$, радіус структури $r_i = r_0 + W N_i$.

Модель кільцевого мікропризмового елемента Френеля з постійним кроком мікрорельєфу для розглянутого випадку зворотного ходу променів світла зображена на рис. 4.3.

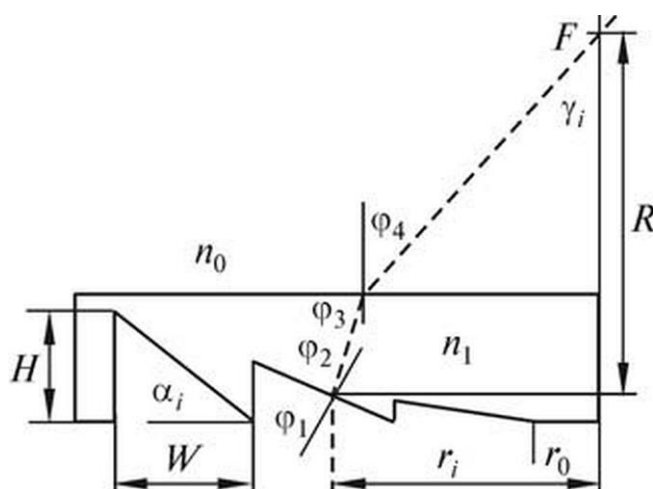


Рис. 4.5. Схема кільцевого мікропризмового елемента Френеля з постійним кроком рельєфу для зворотного ходу променів

Деякі результати [125] розрахунків згідно (4.5) кутів рельєфу фокусуючих призмових структур з постійним кроком рельєфу W для фокусу $R = 150$ та 300 мм та радіусу центральної зони $r_0 = 0,5$ мм для прямого ходу променів наведені на рис. 4.6.

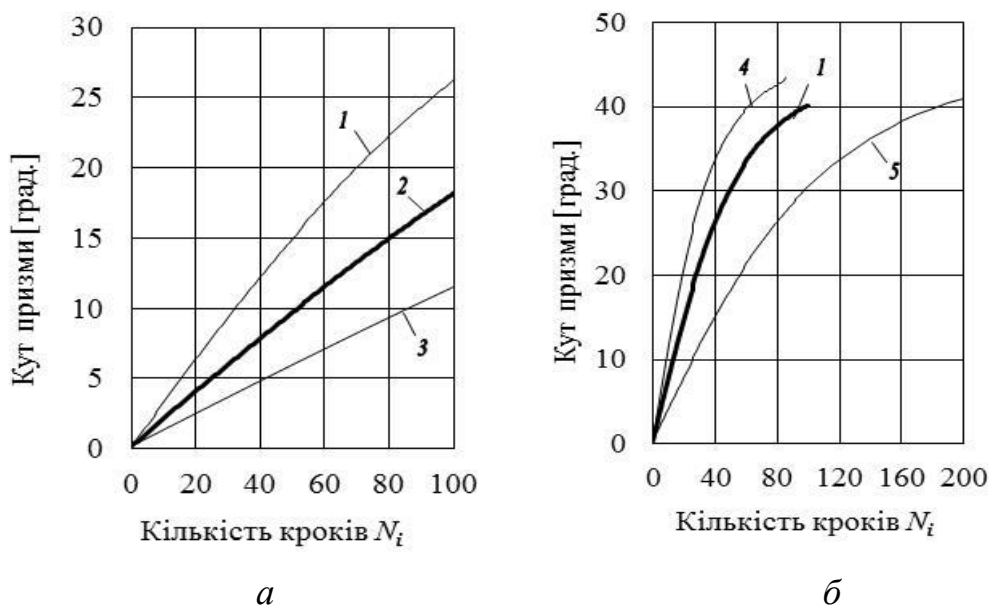


Рис. 4.6. Залежність кута нахилу граней від кількості N_i зон кільцевої структури Френеля з постійним кроком рельєфу W для прямого ходу променів: 1— $W = 1,0$ мкм; 2— $0,6$; 3— $0,3$; 4— $1,5$; 5— $0,5$ мм; а— фокус $R = 300$ мм, б— $R = 150$ мм.

На рис. 4.7 показана залежність кутів мікропризм кільцевої структури з фокусом $R = 150$ мм і кроком $W = 0,3$ і $1,5$ мм від радіусу r_i кільцевої структури. В результаті моделювання [125] виявилося, що кут заломлення для певного значення r_i не залежить від кроку рельєфу W .

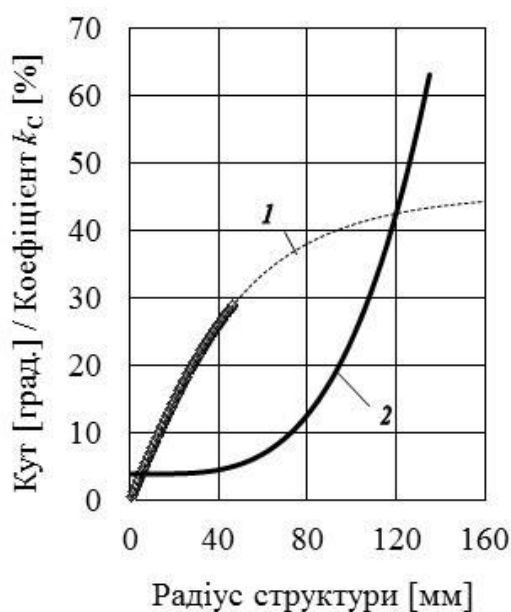


Рис. 4.7. Залежність кута нахилу граней від радіусу кільцевої структури Френеля з постійним кроком рельєфу для прямого ходу променів: фокус $R = 150$ мм, крок $W = 0,3$ мм (крапки); $W = 1,5$ мм (пунктир); 1— кут призми α_i , град.; 2— коефіцієнт відбиття k_c , %

На рисунку (крива 2) також показана залежність від радіуса r_i (фактично від заломлюючого кута мікропризм α_i , який однозначно пов'язаний з радіусом r_i), коефіцієнта відбиття k_c , який визначався за стандартними формулами Френеля [20]. В розглянутих умовах коефіцієнт k_c починає помітно зростати при радіусах структури $r_i > 80\text{--}100$ мкм, які відповідають кутам $\alpha_i > 45\text{--}50$ град. Тому при моделюванні параметрів прецизійних мікрорельєфних структур необхідно враховувати втрати світлового потоку на відбиття променів від поверхні призм з коефіцієнтом k_c і кути нахилу призм α_i не повинні перевищувати ≈ 45 град. Для більших кутів α_i таке відбиття стає істотним.

Для зворотного ходу променів результати розрахунків згідно з виразом (4.5) кутів мікропризмового рельєфу для випадку знаходження мікропризми, виготовленої з ПММА ($n_1 = 1,492$), в повітрі ($n_0 = 1,0$) для кроку рельєфу $W = 0,6$ та $1,5$ мм і фокусної відстані $R = 150$ – 300 мм наведені на рис. 4.8 (криві 2).

Для порівняння на рис. 4.8 для аналогічних умов наведена залежність кутів мікропризм α_i від радіуса r_i для прямого ходу променів (криві 1). Порівнюючи криві 1 та 2 на рис. 4.8 зрозуміло, що залежність заломлюючого кута призми α_i від радіуса r_i для зворотного ходу променя виявляється більш лінійною порівняно з прямим ходом, але при цьому значення кутів заломлення для радіусів $r_i > 40$ мм істотно більше для зворотного ходу. Тому останній варіант, по-перше, менш ефективний внаслідок великих коефіцієнтів k_C відбиття світла від поверхні, по-друге, менш технологічний для формування мікрорельєфу, наприклад, методом алмазного різання, із-за досить малих кутів рельєфу, що вимагає для його формування наявності відповідних алмазних різців з дуже вузькою ріжучою гранню, яку складно виготовити на практиці.

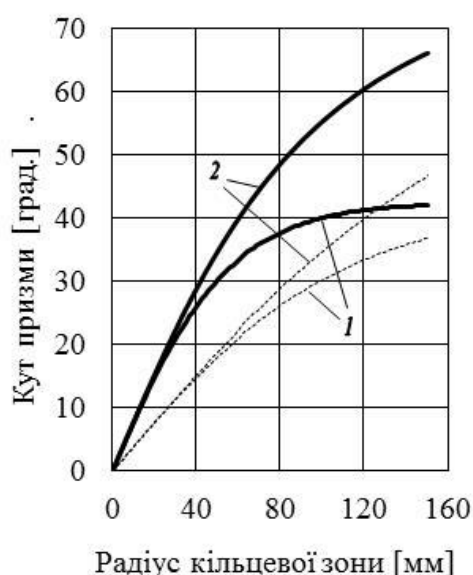


Рис. 4.8. Залежність кута нахилу граней від радіусу кільцевої структури Френеля з постійним кроком рельєфу:
 $R = 150$ мм (суцільна лінія), $R = 300$ мм (пунктир):
 1– прямий хід променя; 2– зворотний хід променя

Зазначимо, що при виготовленні прецизійних мікрорельєфних структур зі строго визначеними параметрами рельєфу необхідно використовувати тільки точні дані розрахунків, які забезпечують необхідну точність формування кутів мікропризм. Наприклад, такі дані для режиму, який ілюструє рис. 4.8, наведені в таблиці 4.1 для декількох перших кроків N_i мікрорельєфу фокусуючої структури з плоскими гранями.

Таким чином, отримані на основі запропонованого методу моделювання дані, дозволяють розробити і виготовити оптимальні пристрої для фокусування зображень з плоскими гранями з постійним кроком мікрорельєфу.

Таблиця 4.1.

Параметри мікрорельєфу кільцевої фокусуючої структури
для прямого ходу променів (фрагмент)

№	$W = 1,5 \text{ мм}, F = 150 \text{ мм}$				
	$r = r_0 + NW$	$\gamma = \text{tg}^{-1}(r/R)$		$\alpha = \varphi_1 = \text{tg}^{-1}[\sin\gamma / (1,491 - \cos\gamma)]$	
	$r_0 = 0,5$	рад	град	рад	град
0	0,5	0,00333	0,19099	0,00678865	0,38896
1	2	0,01333	0,76390	0,02714147	1,55509
2	3,5	0,02333	1,33666	0,04744719	2,71852
3	5	0,03332	1,90915	0,06767090	3,87726
4	6,5	0,04331	2,48126	0,08777843	5,02933
5	8	0,05328	3,05288	0,10773660	6,17285
6	9,5	0,06325	3,62389	0,12751348	7,30598
7	11	0,07320	4,19418	0,14707866	8,42699
8	12,5	0,08314	4,76364	0,16640341	9,53421
9	14	0,09306	5,33216	0,18546091	10,62613
10	15,5	0,10297	5,89963	0,20422638	11,70131
11	17	0,11285	6,46593	0,22267715	12,75846
12	18,5	0,12271	7,03097	0,24079281	13,79641
13	20	0,13255	7,59464	0,25855517	14,81412
14	21,5	0,14236	8,15684	0,27594834	15,81068
15	23	0,15215	8,71746	0,29295867	16,78530
16	24,5	0,16190	9,27640	0,30957471	17,73732
17	26	0,17163	9,83356	0,32578716	18,66623
18	27,5	0,18132	10,38886	0,34158878	19,57160
19	29	0,19098	10,94219	0,35697427	20,45312
20	30,5	0,20060	11,49345	0,37194017	21,31060
21	32	0,21018	12,04258	0,38648476	22,14395

4.2. Фокусуючі структури з постійною глибиною рельєфу

Для ряду практичних застосувань більш придатною є структура мікрорельєфу з незмінною глибиною рельєфу H . Відповідна модель мікропризмового елемента для прямого ходу променів наведена на рис. 4.9. В цьому випадку необхідно отримати дані щодо залежності ширини кожної трикутної кільцевої зони $\Delta r_i = (r_i - r_{i+1})$ та кута φ_i рефракції від радіусу r_i , на якому розміщується ця зона [125].

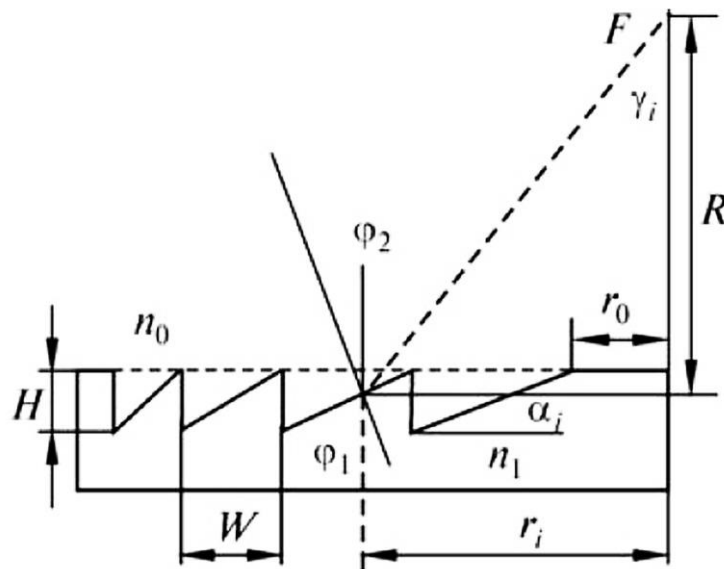


Рис. 4.9. Модель кільцевого мікропризмового елемента Френеля з незмінною глибиною рельєфу

Аналогічно розглянутому вище випадку з постійним кроком рельєфу будемо вважати, що відстань R до точки фокуса F досить велика порівняно з кроком рельєфу W , тому $R \gg \Delta r_i = (r_i - r_{i+1})$ і всі точки кожної з кільцевих зон мають один і той ж кут спостереження γ_i .

Алгоритм розрахунків дещо схожий з варіантом постійного кроку рельєфу. На першому етапі обчислюється кут γ_1 для першої зони і знаходиться значення кута нахилу кільцевої площадки $\alpha_1 = \varphi_1$ та відповідного радіусу r_1 .

$$\begin{aligned} \gamma_1 &= \text{tg}^{-1}(r_0 / R) \\ \varphi_1 &= \text{tg}^{-1}\{\sin \gamma_1 / (1,492 - \cos \gamma_1)\} \\ r_1 &= H / \text{tg} \varphi_1 \end{aligned} \quad (4.6)$$

Далі розраховуються параметри рельєфу для наступних кільцевих зон $i = 2, 3, 4, \dots$, причому на кожному з етапів попередні дані стають початковими даними для комп'ютерних розрахунків наступного етапу, що дозволяє отримати необхідні параметри рельєфу – радіуси кільцевих зон r_i і відповідні кути нахилу граней $\alpha_i = \varphi_i$, для будь-яких значень радіусу r_0 , фокусної відстані R , глибини рельєфу H і кількості кроків N_i . Деякі з отриманих результатів для одного з режимів наведені на рис. 4.10.

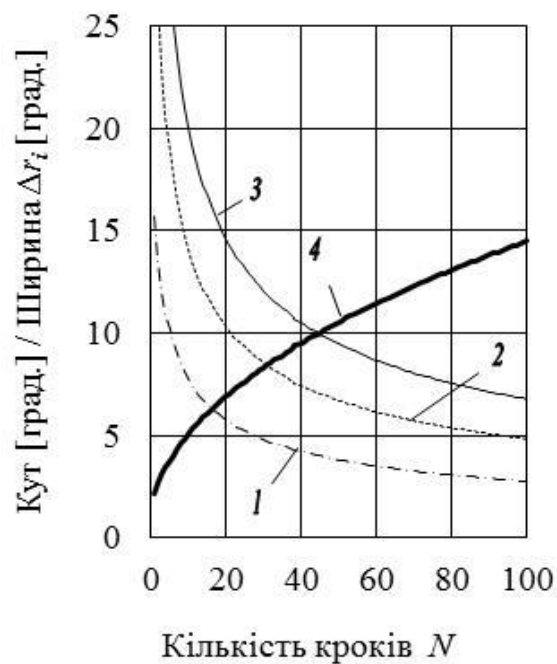


Рис. 4.10. Залежність ширини кільцевої зони $\zeta = (r_i - r_{i+1})$ [град.] структури Френеля з незмінною глибиною рельєфу для $R = 300$ мм від кількості кроків N_i : 1– глибина $H = 0,100$ мм (10ζ); 2– $H = 0,050$ мм (25ζ); 3– $H = 0,025$ мм (50ζ); 4– кут мікропризм α_i [град.] для $H = 0,050$ мм

Результати розрахунків профілю мікрорельєфу для незмінної глибини рельєфу наведені на рис. 4.11. Відзначимо, що зображення на рис. 4.11 не відображають реальну структуру мікрорельєфу, оскільки масштаби даних по осях X і Y розрізняються майже в 10 разів. Такий масштаб обрано для того, щоб показати характер зміни структури рельєфу для можливо більшої кількості кроків.

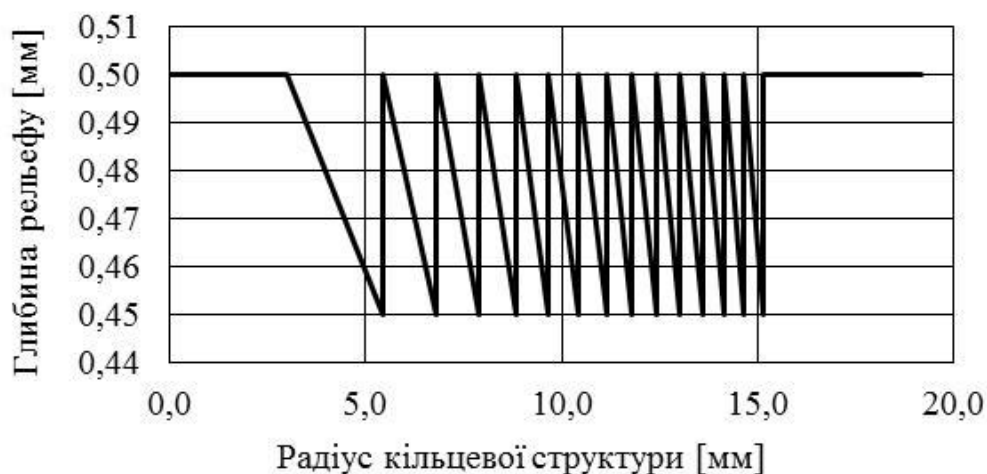


Рис. 4.11. Моделюваний профіль фокусуючої структури Френеля для $R = 300$ мм: $H = 0,025$ мм; $r_0 = 3,0$ мм; товщина утворюючої пластинки $\delta = 0,5$ мм

Фрагмент більш реального профілю рельєфу, зображеного на рис. 4.11, на утворюючій пластині товщиною $\delta = 0,5$ мм для діапазону радіусів $r_i = 10$ – 11 мм наведено на рис. 4.12. Точні значення кутів і радіусів рельєфу, необхідні для формування реальних фокусуючих структур, можна отримати тільки з відповідних таблиць розрахунків, аналогічних табл. 3.3.

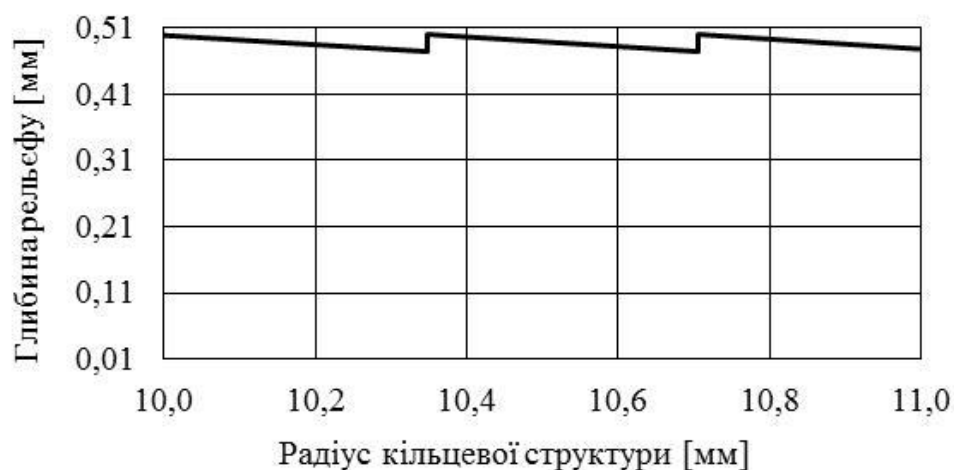


Рис. 4.12. Фрагмент профілю фокусуючого рельєфу: $R = 300$ мм, $r = 10$ – 11 мм, $H = 0,025$ мм

Запропонований метод моделювання розроблений на принципі фокусування кільцевих пучків світла в спільну точку фокуса. Отримані вирази (4.4)–(4.5) дозволяють розраховувати і двовимірні мікропризмові

структури з трикутним профілем рельєфу, який характерний для мікропризмових оптичних компенсаторів косоокості.

Мікропризмові структури для біосенсорних датчиків [121] розраховують аналогічним чином, при цьому зворотний кут β мікропризмового рельєфу встановлюється досить великим в порівнянні з кутами заломлення призм. На рис. 4.13 зображений розрахований профіль [106, 125] такої структури з незмінною величиною зворотної зони $r_\beta = 0,08$ мм і зворотним кутом мікропризм $\beta \approx 17,4$ град., який достатній для того, щоб заломлений промінь після відбиття від утворюючої поверхні вийшов з мікропризми.

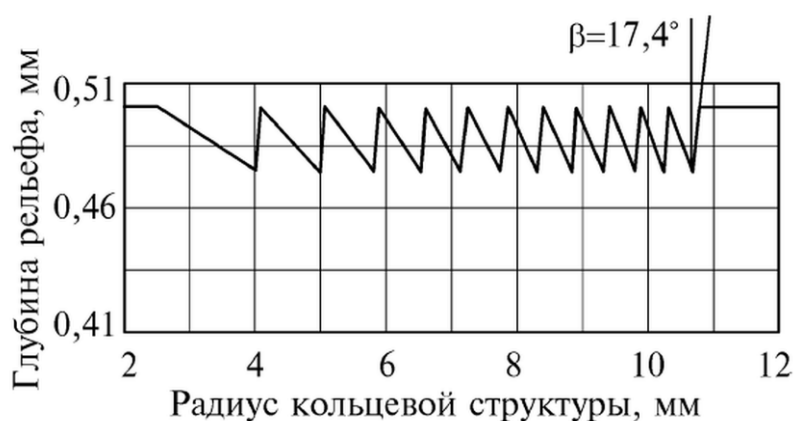


Рис. 4.13. Профіль рельєфу мікропризмової структури для біосенсорних датчиків: $R = 300$ мм; глибина $H = 0,025$ мм; радіус $r_0 = 2,5$ мм; зворотна зона $\Delta r = 0,08$ мм; товщина утворюючої пластини $\delta = 0,5$ мм

Зазначимо, що дискретність кута сканування збудження поверхневого плазмонного резонансу на 2–3 порядки перевищує абсолютне значення цього кута мікропризм $\beta \approx 17,4$ град. Тому при виготовленні мікропризмових структур для біодатчиків важливо, щоб параметри рельєфу можна було отримати з максимальною точністю і максимально малим кроком зміни кутів нахилу $\Delta\alpha$ кільцевих граней для діапазону кутів α , який відповідає області порушення вказаного резонансу.

На відміну від ахроматизованих плоско-випуклих рефракційних лінз Френеля [112] мікропризмові фокусуючі кільцеві структури мають певний

недолік, який полягає в погіршенні якості отриманих зображень внаслідок хроматичних аберацій, властивих будь-якій призмової системі.

Однак таку структуру цілком реально виготовити з достатньою точністю методом алмазного різання на існуючому технологічному обладнанні, яке створене в ІПРІ НАН України.

Для деяких технічних застосувань необхідні оптичні гомогенізатори – дифузори [126–129], які розсіюють падаючий світловий потік на невеликі кути 10–20 град. без істотного зниження коефіцієнта пропускання світла оптичною системою. Наприклад, такі дифузори необхідно застосовувати в джерелах світла для формування високоякісного зображення об'єктів на віддаленому екрані. Бажано, щоб освітлення зображення об'єкта на екрані було однорідним, тому між джерелом світла і об'єктом поміщають ті або інші пристрої, які це забезпечують.

Однак такий, мабуть простий дифузор повинен задовольняти практично виключаючим одна одній вимогам. Для того щоб ефективно вирівнювати освітленість, дифузор повинен бути оптично щільним, але щоб не знижувати рівень освітленості зображення, він повинен бути максимально прозорим. Зазвичай, конструкції таких дифузорів засновані на використанні мікросфер, які імплантовані в плоску утворюючу матрицю і розсіюють потік світла на необхідний кут. Застосовується один або кілька шарів матеріалу, прозорого для використовуваного діапазону спектру. У кожному з шарів знаходяться зазначені мікроскопічні частинки іншої речовини.

Для гомогенізації променів використовується включення в матрицю первинного матеріалу частинок–розсіювачів, які мають показник заломлення, що мало відрізняється від показника заломлення первинного матеріалу, тобто використовуються так звані [130] "оптично м'які включення".

Подібний принцип формування шарів з мікрогранулами широко використовується при конструюванні світлоповертальних елементів [131].

В останньому випадку також моношар сферичних лінз, найчастіше скляних, занурюється в середу–носій на глибину, що не перевищує 50 % діаметру кожної мікросфери. Під дією температури і тиску середовище розм'якшується, і мікросфери виявляються практично повністю зануреними в носій.

При створенні ретрорефлекторів для підвищення коефіцієнта відбиття світла і герметизації всієї системи над шаром з мікрогранулами розміщують ще один повністю відбивний шар.

При конструюванні дифузорів такий додатковий шар не потрібний, але для отримання бажаного кута розсіювання світла необхідно досить точно визначити кількість мікрогранул, їх діаметр, ступінь занурення в матрицю, щільність розміщення по поверхні матеріалу матриці. При розсіюванні світла на невеликі кути необхідно додатково визначати тип матеріалу для мікрогранул, оскільки різниця між коефіцієнтами заломлення світла матеріалом-матрицею і мікрогранулами повинна бути малою.

Існують методи розрахунку [130] процесу заломлення світла на таких "оптично м'яких" включеннях, засновані на тому, що коефіцієнт заломлення оптично м'якого включення незначно відрізняється від коефіцієнта заломлення середовища і розсіювання світла на такій частинці призводить лише до невеликого відхилення променя від первинного напрямку. Тому індикатриса розсіювання являє собою вузький пік навколо напрямку падаючого світла. Зі зменшенням різниці в показниках заломлення частинки і середовища індикатриса розсіювання стає все більш вузькою [130]. За допомогою розглянутого вище методу з використанням мікрогранул сконструйовані і сьогодні випускаються дифузори для світлових потоків, що застосовуються в різних освітлювальних системах, а також в художній фотографії.

Подібні дифузори-розсіювачі можуть бути створені [132–135] і методом формування кільцевих мікропризових фокусуючих структур з плоскими гранями, повністю аналогічних описаним вище. При цьому ступінь дефокусування світлового потоку легко задається розміром центральної плоскої зони r_1 , глибиною рельєфу мікропризм H і кроком рельєфу W . Наприклад, структура, зображена на рис. 4.13, виготовлена з ПММА ($n_e=1,492$) і дозволяє сформувати гомогенізований дифузний потік від точкового джерела світла. Радіус запропонованої структури $R_0 = 30$ мм, фокусна відстань $R \approx 18$ мм, радіус центральної плоскої зони $r_1 = 2,0$ мм, глибина рельєфу H постійна і складає 300 мкм. Для герметизації кінцевого пристрою по периметру структури передбачений кільцевий виступ висотою $h = 500$ мкм.

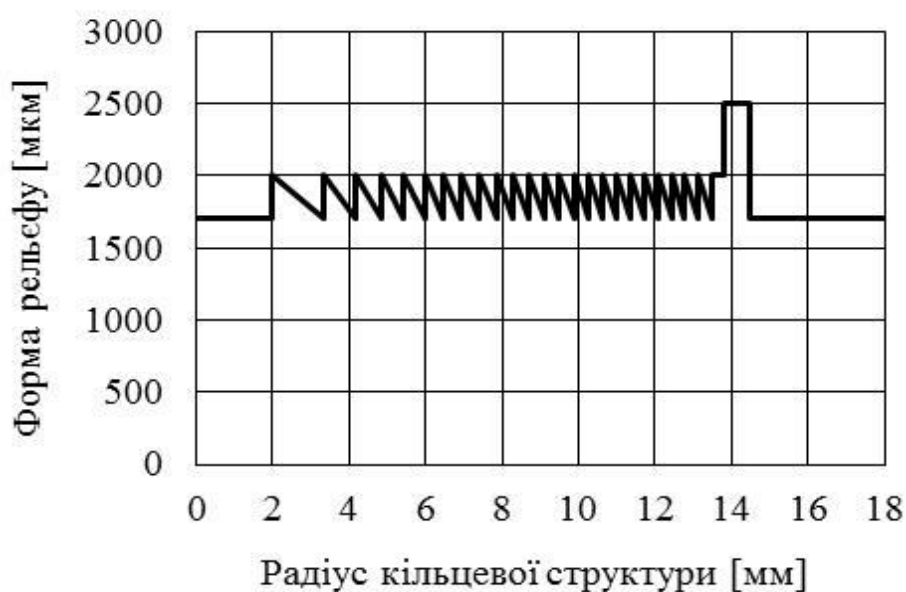


Рис. 4.14. Структура рельєфу кільцевого дифузору [133]:
 $R = 18$ мм; $H = 300$ мкм; $r_1 = 2$ мм;
товщина утворюючої пластини $\delta = 2,0$ мм

Таким чином, кільцеві фокусуючі мікропризові структури мають досить широке застосування – від оптичних освітлювальних систем до датчиків біологічних діагностичних систем і дифузорів світлових потоків.

Автором запропоновано метод моделювання та алгоритм розрахунків параметрів мікрорельєфу кільцевих призмових структур Френеля з плоскими гранями для фокусування зображень, створення датчиків біосенсорних систем та гомогенізації променів світла.

Запропонована методика дозволяє отримувати необхідні параметри мікрорельєфу в залежності від радіусу кільцевих фокусуючих зон для будь-якої фокусної відстані і діаметра кільцевої структури для різних варіантів освітлення мікрорельєфу. Виконано конкретні розрахунки геометричних параметрів таких фокусуючих структур з постійним кроком та постійною глибиною мікрорельєфу.

Одним з варіантів формування необхідного мікрорельєфу на металевих підкладках може бути метод прямого алмазного різання, який доцільно використовувати при формуванні дзеркальних матриць-оригіналів для подальшого виготовлення прозорих копій мікрорельєфних структур з відповідних оптичних пластиків.

4.3. Висновки до розділу 4

В роботі розроблено методи моделювання фокусуючих мікропризмових структур та виконано комплекс розрахунків параметрів таких мікропризм з постійним кроком рельєфу та з постійною глибиною рельєфу для створення оптимальних систем фокусування зображень та формування пристроїв для гомогенізації променів світла необхідної просторової структури, зокрема:

- запропоновано метод моделювання та виконано комплекс розрахунків параметрів оптимальних мікропризмових структур з плоскими гранями і з постійним кроком мікрорельєфу для фокусування зображень;

- для мікропризмових структур з незмінною глибиною рельєфу створено відповідну модель розрахунків та отримані залежності ширини кожної трикутної фокусуючої кільцевої зони та кута рефракції від радіусу структури для прямого та зворотного ходу променів;

- запропоновано метод моделювання та алгоритм розрахунків параметрів мікрорельєфу кільцевих призмових структур Френеля з плоскими гранями на принципі фокусування зображень для створення датчиків біосенсорних систем;

- розроблено відповідну модель та отримано параметри структури для гомогенізації променів світла з мікроконусною поверхнею для створення систем перетворення світлових потоків.

РОЗДІЛ 5. ДИФРАКЦІЙНИЙ КОНТРОЛЬ ОПТИЧНИХ ПАРАМЕТРІВ МІКРОРЕЛЬЄФНИХ ЕЛЕМЕНТІВ

Основною вимогою до мікропризмових елементів Френеля, в тому числі до тих, які виготовляються в ІПРІ НАН України, є забезпечення відхилення променя світла на заданий кут, високий сумарний коефіцієнт світлопропускання, формування чітких та контрастних зображень. Тому важливим етапом робіт з моделювання мікропризмових виробів є поточний контроль параметрів таких пристроїв.

Величина призматичного дії елементів визначається в ІПРІ НАН України на спеціальному лазерному стенді. Промінь гелій-неонового лазера з довжиною хвилі $\lambda = 0,6328$ мкм проходить через мікропризмовий елемент і потрапляє на екран. Принцип роботи стенду заснований на тому, що відхилення на екрані променя лазера $\Delta L = 1,0$ см при розміщенні призми на відстані $L_E = 1,0$ м до екрану відповідає зміні оптичної дії мікропризми на одну призмову діоптрію Δ . Відхилення променя лазера від нульового положення однозначно визначає значення призматичної дії мікропризмової структури Френеля. Зразки, що не відповідають встановленим допускам, відбраковуються.

Оптична якість готових виробів, перш за все відсутність дрібних дефектів та забруднень на дзеркальних робочих поверхнях, зазвичай контролюється візуально з використанням мікроскопів [106].

Для контролю якості рефракційних поверхонь елементів Френеля окрім застосування мікроскопії можна використовувати метод діагностики, заснований на аналізі дифракційної картини, що виникає при проходженні променя лазера через мікропризмову структуру.

Зазначений метод є також придатним для мікропризмових світлоповертачів, а також і для інших мікрорельєфних структур. Розглянемо зазначений метод діагностики більш детально.

5.1. Моделювання дифракційних явищ для мікропризмових світлоповертачів

При моделюванні дифракційних явищ для мікропризмових світлоповертачів застосовувалась модель амплітудної дифракції [20], для розподілу дифракційних інтенсивностей використовувались формули, аналогічні отриманим автором (2.10)–(2.12). Результати моделювання порівнювались з експериментальними даними, які було отримано з використанням гелій-неонового лазера з довжиною хвилі $\lambda = 0,6328$ мкм.

Розподіл дифракційних інтенсивностей лазерного випромінювання на екрані було отримано в паралельному пучку світла. Промінь лазера освітлював поверхню світлоповертача з боку рельєфу, саме такий варіант є найбільш інформативним при експериментальному моделюванні дифракції.

Отримана типова дифракційна картина розподілу інтенсивності наведена на рис. 5.1 для двох різних граней мікрорельєфу симетричного світлоповертача з кроком рельєфу $W = 150$ мкм. Відстані від центрального максимуму на графіках зображені в [мм] і відповідають значенням $L_E = 1,0$ м, ширина скануючої щілини $S_P = 140$ мкм.

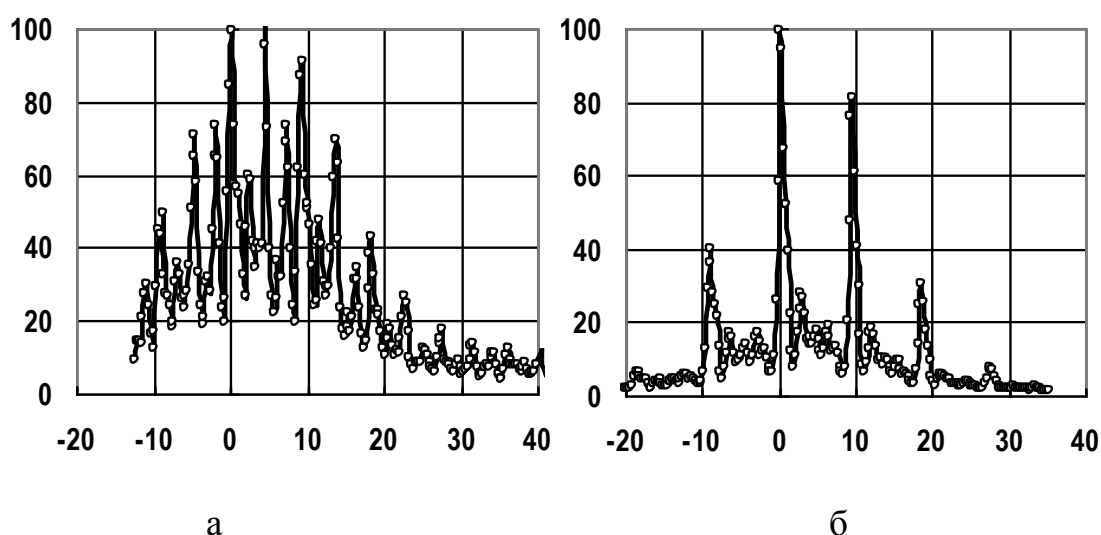


Рис. 5.1. Експериментальні дані для симетричного світлоповертального елемента, крок рельєфу $W = 150$ мкм: а– грань # 1; б– грань # 2

Отримані дані свідчать, що для елемента з кроком мікрорельєфу $W = 150$ мкм дифракційна картина для однієї грані (рис. 5.1-а) істотно відрізняється від картини для іншої грані (рис. 5.1-б) і не відповідає розрахунковим характеристикам моделювання, які наведені на рис. 2.11-б. Спостерігається також безліч, так званих, духів Роуланда [20], що свідчить про не ідеальність оптичних світловідбивних поверхонь зазначених мікропризм.

У той же час, для мікрорельєфу з кроком $W = 600$ мкм практично збігаються експериментальні точки для двох граней одного напрямку рельєфу (рис. 5.2-а). Дані для зазначених двох граней на рисунку показані кружками (грань # 1) та трикутниками (грань # 2), відповідно.

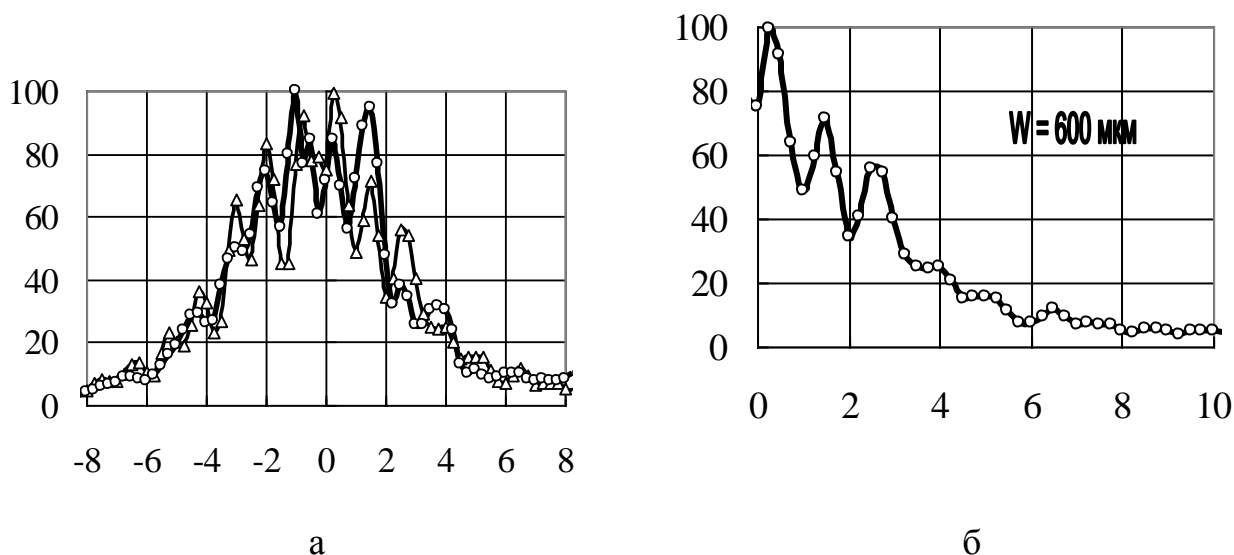


Рис. 5.2. Експериментальні дані для симетричного світлоповертача, крок мікрорельєфу $W = 600$ мкм: а– грань # 1 (кружки), грань # 2 (трикутники) ; б– грань # 2

Спостерігається також повний збіг теоретичних результатів щодо структури дифракції на мікрорельєфі (рис. 2.13-а, крива 3) і відповідних експериментальних даних (рис. 5.2-б), що говорить про задовільну оптичну якість розглянутих світлоповертачів.

Дифракційна картина для зазначеного світлоповертача в більш широкому кутовому діапазоні, яка отримана експериментально, наведена на рис. 5.3. Дані свідчать про задовільну оптичну якість світловідбивних поверхонь.

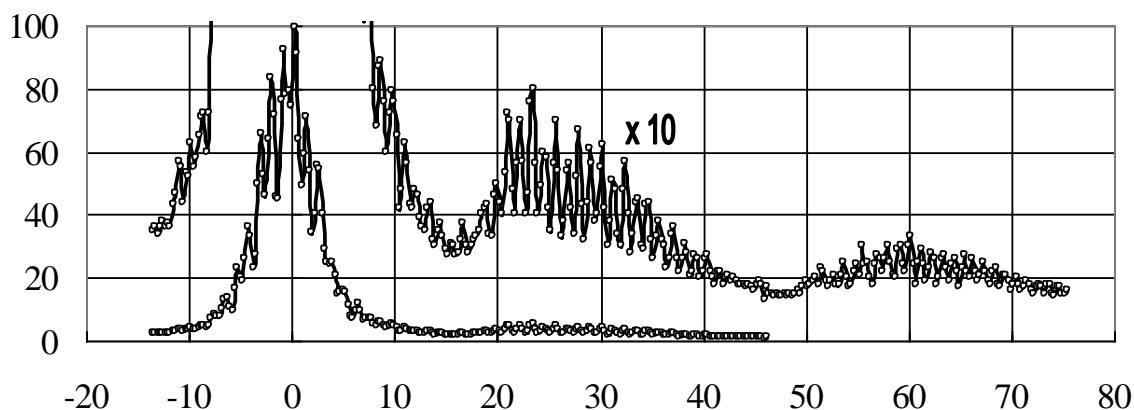


Рис. 5.3. Експериментальні дані для симетричного світлоповертального елемента, крок мікрорельєфу $W = 600$ мкм, грань # 1

Таким чином, порівняння експериментально отриманого розподілу інтенсивності лазерного променя після його проходження через мікрорельєф симетричного катафоту з аналогічними розрахунковими даними дає можливість оцінити якість робочих поверхонь мікропризмового світлоповертача.

5.2. Дифракція лазерного випромінювання на мікрорельєфі офтальмологічних мікропризм

Розглянемо наступну модель проходження світла через мікропризму. Внаслідок наявності періодичної структури з кроком W_0 і глибиною L_0 рівномірно розподілений початковий потік Ψ_0 (див. рис. 3.1, зона AB) після проходження через мікропризму відхиляється на кут рефракції γ і перетворюється в систему світлих і темних смуг, відповідних зонам пропускання та відбиття променів світла. Мікропризмova структура Френеля фактично є дифракційною ґраткою, що працює в пучках світла, що

проходять через мікрорельєф. Ширину світлої смуги S_0 за аналогією з дифракційною ґраткою будемо називати ефективною апертурою мікропризми, а крок рельєфу W_0 , що дорівнює сумі світлої і темної смуг – періодом ґратки D_0 . Зрозуміло, що в залежності від кута спостереження φ виникає додаткова різниця ходу променів AA_1 та CC_1 і на екрані в площині CF спостерігатиметься інтерференційна картина. Порівнюючи реально спостережувані зони розташування інтерференційних максимумів та їх кількість з теоретичними даними можна зробити певні висновки щодо якості поверхонь мікропризм.

Для практичного розгляду явищ дифракції при проходженні пучка світла через мікрорельєф можна використовувати спрощену модель, в якій світлова хвиля вважається плоскою. Будемо вважати, що поглинання світлового потоку в матеріалі мікропризмового елемента несуттєво, а початкова різниця ходу інтерферуючих світлових променів $\Delta I_0 = (AA_1 - CC_1)$ для кута дифракції $\varphi = 0$ град. може бути врахована поворотом системи координат на кут рефракції γ , який можна визначити із закону Снеліуса [20]. У новій системі координат напрям поширення світла вздовж променя γ буде відповідати куту дифракції $\varphi = 0$ град. Тоді з урахуванням виконаних спрощень для розгляду інтерференційних явищ можна використовувати формули для плоскої дифракційної ґратки [136]:

$$I = I_0 (\sin A \sin NB) (A \sin B)^{-1} \quad (5.1)$$

де $A = (\pi S / \lambda) \sin \varphi$; $B = (\pi D / \lambda) \sin \varphi$; I_0 – амплітуда світлового потоку, що пройшов рельєф, від однієї щілини ґратки в напрямку $\varphi = 0$; λ – довжина хвилі випромінювання; D – період ґратки; S – ширина однієї щілини в межах одного періоду; N – число щілин в ґратці.

В напрямку γ (рис. 3.1) ефективний період дифракційної ґратки $D_1 = D_0 \cos \gamma = W \cos \gamma$, а ширина світлої зони S_1 , яка є аналогом величини S в виразі (5.1), для зворотного кута $\beta = 0$ град. визначається наступним чином:

$$S_1 = D_0 \cos \gamma - L_0 \sin \gamma = W (\cos \gamma - \operatorname{tg} \alpha \sin \gamma). \quad (5.2)$$

При використанні для діагностики гелій-неонового лазера з довжиною хвилі $\lambda = 0,6328$ мкм, множники A та B у виразі 5.1 перетворюються до вигляду:

$$\begin{aligned} A &= (\pi W (\cos \gamma - \operatorname{tg} \alpha \sin \gamma) / 0,6328) \sin \varphi; \\ B &= (\pi W \cos \gamma / 0,6328) \sin \varphi \end{aligned} \quad (5.3)$$

Значення N залежить від розміру зони мікрорельєфу, яка освітлюється променем лазера, та від діаметра D_S променя лазера, використовуваного для діагностики. При моделюванні в більшості випадків $N = 4$, тому що при типовому кроці мікрорельєфу $D_0 = 600$ мкм відповідне значення $ND = 2400$ мкм відповідає реальному середньому діаметру променя лазера $D_S \approx 2,5$ мм

Аналогічні методи лазерної діагностики використовувались автором при дослідженні кінетики формування метастабільних молекул в розрядній молекулярній плазмі [137–139].

Результати розрахунків згідно (5.1)–(5.3) дифракційної картини, яка виникає на екрані після проходження променя лазера через мікрорельєф [52], наведені на рис. 5.4 та рис. 5.5. Для зручності кути дифракції перераховані безпосередньо на відстані від нульового положення головного максимуму в [мм], з урахуванням того, що для мікрорельєфу, розташованого на відстані до екрану $L_E = 1,0$ м, зміщення $\Delta L = 1,0$ мм відповідає зміні призматичної дії мікропризми на $0,1 \Delta$.

У випадку дифракції світла на мікропризмовому елементі Френеля ширина світлої зони S_1 практично збігається з кроком рельєфу $D_1 \approx S_1$, тому в дифракційній структурі при експериментальному спостереженні дифракції спостерігається тільки один центральний інтерференційний максимум. Саме цей факт ілюструє рис. 5.4.

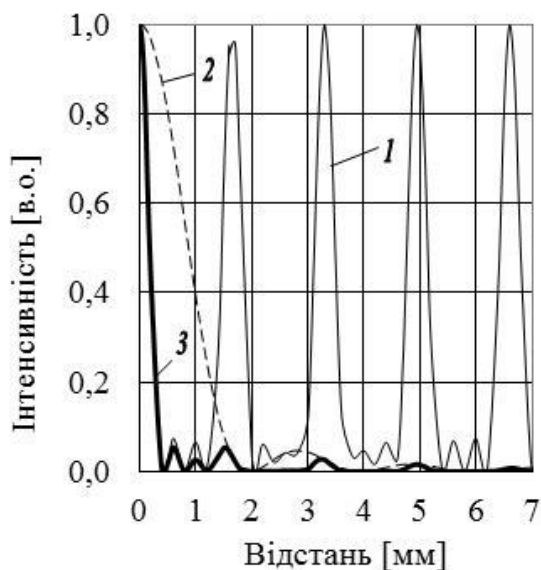


Рис. 5.4. Дифракційні ефекти для мікропризми $PD = 30,0 \Delta$ з кроком $W = 400$ мкм; 1– інтерференційна картина для $N = 4$; 2– дифракційна картина від однієї щілини для трьох значень зворотного кута β : 0, 6, 15 град.; 3– інтегральна дифракційна картина для кута $\beta = 0$.

Встановлено [52], що навіть для максимального значення кута заломлення призми $\alpha_R = 28^\circ 16' 38''$, який для ПММА ($n_e = 1,492$) відповідає призмі дією $PD = 30,0 \Delta$, зміна зворотного кута β майже не впливає на характер розташування дифракційних максимумів і на їх кількість (рис. 5.5), а для менших значень PD ця залежність практично відсутня. Тому єдиним наслідком збільшення зворотного кута β є зростання втрат світлового потоку внаслідок віньєтування потоку Ψ_0 і збільшення коефіцієнта втрат k_C .

При розгляді впливу зворотного кута призми β на характер інтерференційної картини обчислювалась зміна відносних розмірів світлої зони S_1 (відрізок FC на рис. 3.1) в залежності від кута β .

Збільшення числа щілин N до 6–8, що для кроку $D_0 = 600$ мкм відповідає збільшенню діаметра скануючого променя лазера до $D_S = 3,6$ – $4,8$ мм, призводить до звуження модельованих дифракційних максимумів і відповідного зникнення інтерференційних додаткових максимумів, внаслідок чого інтегральна картина стає більш різкою.

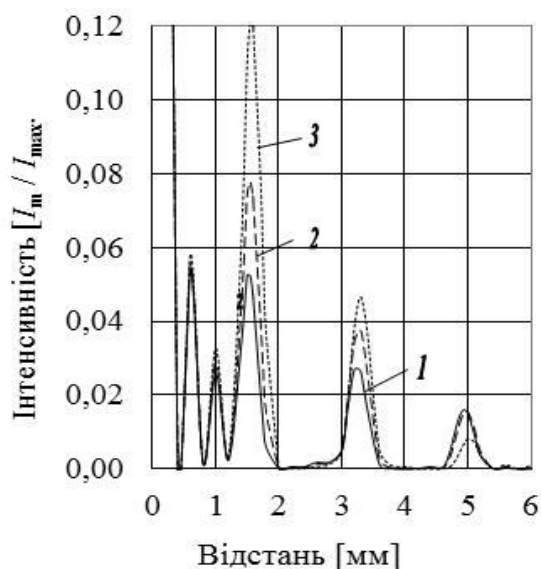


Рис. 5.5. Вплив зворотного кута мікропризми β на дифракційну картину для мікропризми $PD = 30,0 \Delta$ з кроком $W = 400$ мкм (число щілин $N = 4$):
1– $\beta = 0$ град.; 2– $\beta = 6$ град.; 3– $\beta = 15$ град.

Експериментальні дослідження оптичних властивостей мікропризових структур виконувались за допомогою гелій-неонового лазера з довжиною хвилі $\lambda = 0,6328$ мкм з променем діаметром $D_S = 4,0$ мм.

На рис. 5.6 наведено експериментальні дані з розподілу інтенсивності на екрані для мікропризми $PD = 6,0 \Delta$, яка була виготовлена без відповідної корекції кута заточування різця і без урахування оптимальних умов термопресування. На графіку дифракційного розподілу інтенсивності (крива 1), який отриманий з використанням вузької реєструючої щілини шириною $S_p = 140$ мкм, яка приблизно збігається з характерним розміром спектральних смуг на екрані, можна чітко бачити додаткові порівняно з теоретичними даними максимумами і мінімумами інтенсивності, так звані духи Роуланда [20]. Ці дані свідчать про наявність дефектів оптичних поверхонь мікропризм.

При розгляді об'єктів через таку мікропризму, спостерігається погіршення якості зображення, зокрема, зменшення його чіткості і контрастності. Подібний факт є основною причиною зниження гостроти зору пацієнтів, що реєструється при діагностиці косоокості.

Структура дифракційного розподілу інтегральної інтенсивності випромінювання, яка отримана для реєструючої щілини $S_p = 2800$ мкм, широкою порівняно з характерним розміром смуг мікропризмової структури (крива 3), свідчить про відповідність величини призматичного дії розглянутої мікропризми $PD = 6,0 \Delta$ встановленим технічним вимогам.

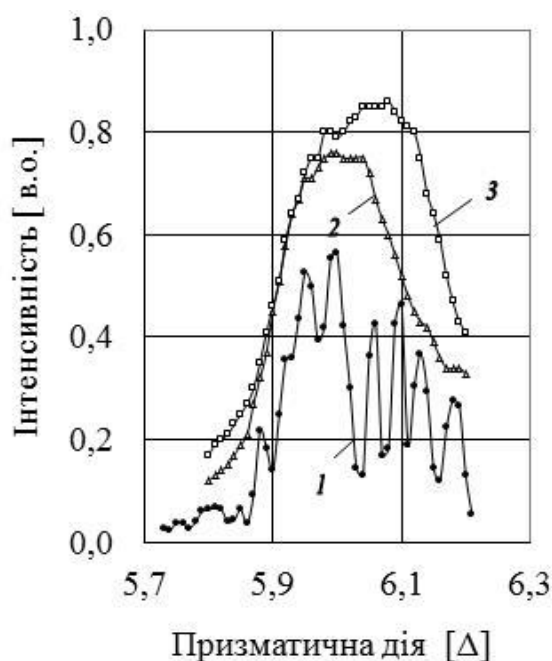


Рис. 5.6. Експериментальні дані для мікропризми $PD = 6,0 \Delta$: 1– ширина реєструючої щілини $S_p=140$ мкм; 2– $S_p = 1500$ мкм; 3– $S_p = 2800$ мкм

На рис. 5.7 наведено експериментальні дані для іншої мікропризмової структури $PD = 20,0 \Delta$, для якої було проведена відповідна корекція кута заточування різця і оптимізовані умови термопресування. Картина розподілу інтенсивності на екрані (крива 1, вузька реєструюча щілина) практично збігається з теоретичними розрахунками. Чітко виділений дифракційний центральний максимум ($m = 0$) і спостерігаються ще два невеликих бокових максимуми ($m = \pm 1$) першого порядку дифракції.

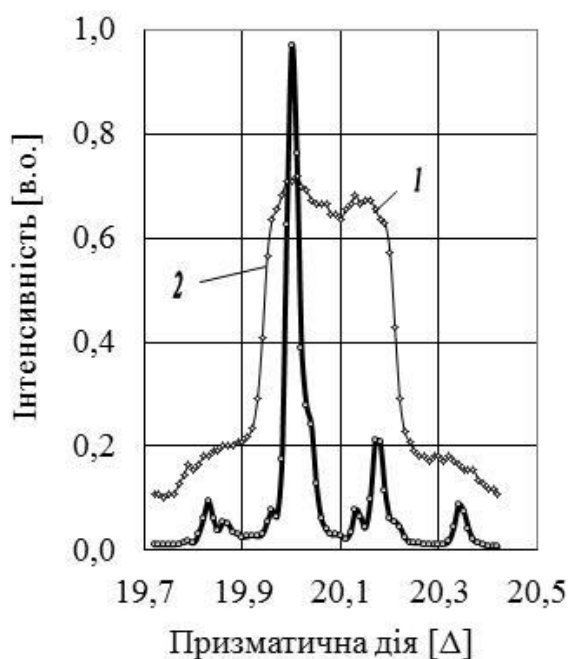


Рис. 5.7. Експериментальні дані для мікропризми $PD = 20,0 \Delta$:
1– ширина реєструючої щілини $S_p = 140$ мкм; 2– $S_p = 2800$ мкм

Характер залежності інтегральної інтенсивності світла від кута спостереження, який отриманий з використанням широкої щілини (рис. 5.7, крива 2), свідчить про те, що призматична дія цієї мікропризми повністю відповідає технічним вимогам.

Таким чином, результати порівняння експериментального розподілу дифракційних інтенсивностей лазерних променів, сформованих після проходження світла через мікрорельєф, з розрахунковими даними щодо зон розташування і кількості інтерференційних максимумів, дозволяє оцінити якість оптичних поверхонь призмового мікрорельєфу.

5.3. Дифракція на мікрорельєфі оптичних дисків

При контролі якості мікропризмових поверхонь для більш точного розрахунку дифракційних кривих з метою їх порівняння з експериментально отриманими характеристиками рельєфу необхідно враховувати тип поляризації лазерного випромінювання, а також кути і фази поляризації.

Спрощена модель дифракції, наведена в підрозділах (5.1)–(5.2), не дає можливості враховувати зазначені ефекти.

Розрахунки розподілу інтенсивності різних порядків дифракції для поляризованого лазерного випромінювання виконувались з використанням програми розрахунків типу "PC Grate-6.1". Демонстраційну версію цієї програми компанія "International Intellectual Group, Inc." надає всім бажаючим для вільного користування. Програма вирішує стандартне рівняння [20] дифракційної ґратки:

$$n_1 \sin\theta_m \cos\varphi_m - n_k \sin\theta_{m,l} \cos\varphi_l = -m \lambda/d, \quad (5.4)$$

де φ_m – азимутальний кут падіння променя; m – порядок рефракції або дифракції, а індекс $l = 0$ для дифракції відбитих променів і $l = 1, 2, 3 \dots$ для випромінювання, що пройшло ґратку; n_1, n_k – показники заломлення середовищ.

Моделювання процесу дифракції можна виконувати одночасно для багатьох зон в межах одного періоду ґратки, тому форма ґратки може бути досить складною. Програма враховує поляризацію $TE(P)/TM(S)$ випромінювання і дозволяє задавати необхідні кути, форму, період, крок, глибину рельєфу дифракційної ґратки, кут освітлення і довжину хвилі променя лазера, кількість і параметри окремих шарів багатошарової ґратки. Програма успішно застосовувалась для розрахунку [140–141] дифракційної ефективності оптичних дисків. Аналогічно можна контролювати і оптичні параметри рельєфу мікропризм Френеля.

Моделювання мікрорельєфної структури оптичних дисків не входить в коло розглянутих в даній роботі питань, але для ілюстрації можливостей програми "PC Grate-6.1" було відтворено класичні розрахунки дифракційної ефективності оптичних дисків, виконані Пасманом [142], який отримав дані про інтенсивності дифракційних порядків в залежності від кутів нахилу α бокових стінок пітів с кроком рельєфу s і періодом d для оптичного диска в тришаровій системі "хімічний травник-фоторезист-скло".

При моделюванні [141] використовувалась модель травлення фоторезисту, запропонована в роботі [142]: реальний переріз піта шириною s вздовж інформаційної доріжки замінюється трикутним профілем з такою ж базою s . В процесі травлення глибина піта h і нахил бокових стінок α збільшуються до моменту досягнення заданої глибини піта h_0 . Після цього профіль мікрорельєфу набуває вигляд трапеції і зростає тільки нахил бокових стінок пітів α при незмінній глибині рельєфу h_0 .

Така модель травлення показана на рис. 5.8-а. Моделювання [141] було виконано для умов розрахунків Пасмана [142]: період $d = 1670$ нм, крок $s = 600$ нм, глибина $h_0 = 130$ нм, $\lambda = 0,654$ мкм, кут освітлення мікрорельєфу $\theta = 0$ град. Розглянуто процес травлення фоторезисту, нанесеного на скло, яке знаходиться в хімічному травнику з показником заломлення $n_1 = 1,33$. Показники заломлення фоторезисту n_2 і оптичного скла n_3 задавалися однаковими і рівними 1,60, тобто розглянута фактично двошарова структура.

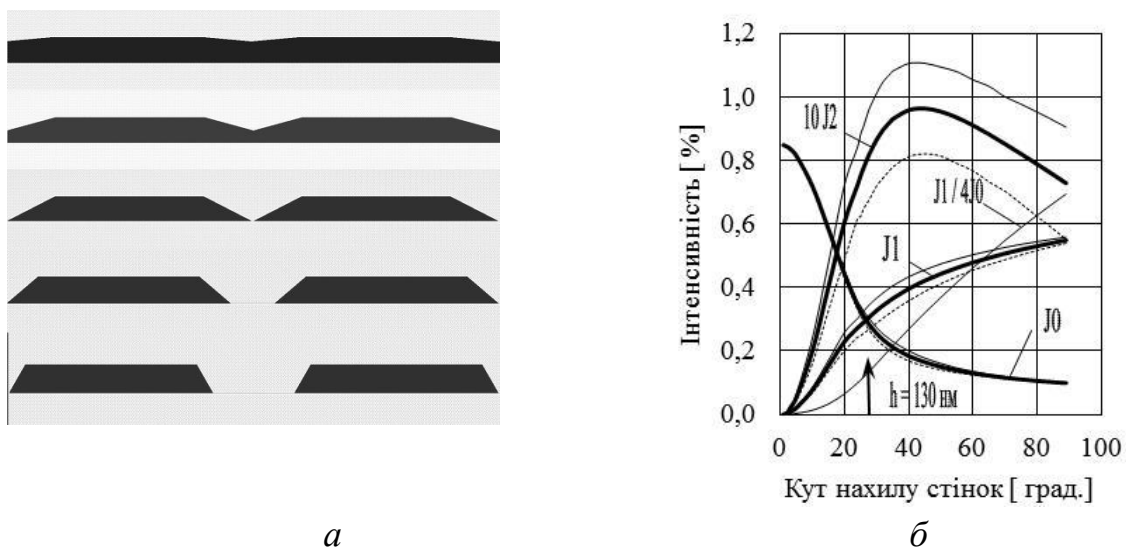


Рис. 5.8. Розподіл [141] дифракційних інтенсивностей для умов розрахунків [142]: а– модель травлення мікрорельєфу; б– дифракційні характеристики

Результати розрахунків наведені на рис. 5.8-б. Стрілкою на рисунку вказано кут нахилу стінок пітів α , при якому трикутний профіль перетворюється в трапецію. Було визначено відносні інтенсивності відбитих променів для 1-го порядку дифракції J_1 та 2-го порядку J_2 , значення J_2 / J_1 для яких повністю відповідають даним, наведеним в [142].

Окрім того, нами були отримані значення повної інтенсивності відбитих від поверхні дифрагованих променів $J_{\text{ref}} \approx 0,85 \%$ і розподіли інтенсивностей для 0-го порядку дифракції J_0 для кута пітів $\alpha = 0$ град., тобто для плоскої поверхні без рельєфу.

Отримані результати (рис. 5.8-б) для інтенсивності J_0 повністю відповідають результатам розрахунків за формулами Френеля [20]. Повністю відтворено і внесок поляризації світла, що особливо істотно для інтенсивності 2-го порядку дифракції J_2 (суцільні лінії – $TE(P)$ поляризація; пунктир – $TM(S)$ поляризація; розмиті контури – скалярна теорія дифракції).

Для інтенсивностей 0-го і 1-го порядків дифракції вплив поляризації світла практично відсутній, тому для малих кутів пітів $\alpha < 25$ град., які відповідають глибинам пітів $h < 130$ нм, векторна і скалярна моделі приводять до однакових результатів.

Таким чином, програма "PC Grate-6.1" дозволяє точно розраховувати дифракційні криві навіть для досить складних систем. При цьому є можливість отримувати залежність інтенсивностей всіх порядків дифракції від кута нахилу бокових поверхонь рельєфу, що необхідно для аналізу параметрів мікрорельєфу за дифракційними кривими.

Наведемо деякі з отриманих залежностей для оптичних дискових систем, які необхідні для надійного контролю параметрів пітів. Для створення оптимальних мікрорельєфних дискових систем необхідні розрахунки саме тришарових структур, що створені з шару проявника, фоторезисту і підкладки диска. На сьогодні такі розрахунки тришарових структур нам не відомі.

До особливостей розрахунків процесу дифракції світла на мікрорельєфі оптичних дисків відноситься те, що рельєф займає тільки частину площі S_D одиничної поверхні S_T диска. Уздовж інформаційних доріжок загальна довжина пітів становить близько половини загальної довжини доріжок, іншими словами, тангенціальна скважність [142] мікрорельєфу $k_T \approx 50 \%$. Оскільки стінки пітів не прямокутні, а досить похилі (кут нахилу $\alpha = 30$ –

50 град.), а ширина пітів S вимірюється на половині глибини пітів, то стандартне значення $k \approx 60 \%$.

Таким чином, промінь, що падає на поверхню оптичних дисків з мікрорельєфом, відбивається від одиначної поверхні диска S_T у вигляді двох складових. Перша дифракційна складова пов'язана з робочою поверхнею S_D , другий промінь дзеркально відбивається від утворюючої поверхні $S_R = S_T - S_D$. Для прозорих тонких шарів існує і третій промінь, відбитий від зворотної поверхні оптичного диска площею S_T . Вочевидь, кути дифракційного відбиття променя 0-го порядку $\varphi_D(0)$ і дзеркального відбиття променів φ_R збігаються, тому при експериментальних вимірюваннях інтенсивності дифракції J_{0D} необхідно ці промені розділяти.

Програма "PC Grate-6.1" таке дзеркальне відбиття не враховує. Тому при обчисленні інтенсивностей J_{0P} відбитого світла в нульовому порядку дифракції необхідно враховувати дзеркальне відбиття світла J_R від частини площі S_R робочої поверхні оптичного диска та від її зворотної S_T поверхні:

$$J_{0P} = \{J_{0D} S_D + J_R S_R + J_R (S_D + S_R)\} / S_D \quad (5.5)$$

Оскільки тангенційна скважність $k_T = S_D / (S_D + S_R)$, вираз (5.5) для прозорих дисків легко перетворити таким чином:

$$J_{0P} = J_{0D} + J_R (2 / k_T - 1) \quad (5.6)$$

Для металізованих непрозорих слоїв третя складова ($J_R S_T$) відсутня, тому вираз для J_{0P} має такий вигляд:

$$J_{0P} = J_{0D} + J_R (1 / k_T - 1) \quad (5.7)$$

Вираз (4.7) також визначає інтенсивності J_{0P} світла в нульовому порядку дифракції для променів $J_{пр}$, які пройшли через мікрорельєф. Значення k_T розраховувались для кожного тестового оптичного диска за фотографіями поверхні диска з пітами, отриманими за допомогою мікроскопа "Neophot-1". Значення J_R для глибини рельєфу $h = 0$ також визначали окремо для кожної розглянутої дискової структури.

Для нульового порядку дифракції J_{0p} були внесені корективи в результати розрахунків з використанням програми "PC Grate-6.1" для можливості безпосереднього порівняння отриманих модельних даних з результатами експериментальних вимірювань дифракційної ефективності $k_{D1} = J_1/J_{0p}$. Всі значення J_{0p} нормовані на відповідні значення J_0 для глибини рельєфу $h = 0$. Розрахункові інтенсивності J_m для всіх порядків дифракції, крім нульового, нормовані на одиничну інтенсивність променя лазера J_F , який освітлює мікрорельєф

Розрахунки за програмою "PC Grate-6.1" були виконані для декількох стандартних режимів дифракційного контролю. Найбільший інтерес представляють розрахунки дифракційних інтенсивностей для умов системи дифракційного контролю станції лазерного запису ІПРІ НАН України, а також для деяких інших перспективних систем контролю, зокрема для системи дифракційного контролю станції автоматичного мастерингу типу АМ-200 [144].

Використані при розрахунках значення показників заломлення [145] для всіх розглянутих середовищ в залежності від довжини хвилі λ наведені в табл. 5.1. Коефіцієнт заломлення для водного хімічного травника $n_1 = 1,333$; коефіцієнт заломлення для фоторезисту "Shipley 1805", який використовується в ІПРІ НАН України для формування фоточутливого шару на підкладці оптичних дисків, становив $n_2 = 1,62$ і був визначений експериментально методом еліпсометрії.

Зміна стану водного розчину фоторезисту досліджувалась аналогічно дослідженню динаміки змін молекулярного складу розрядної плазми парів води [146–149].

Всі розрахунки [141] були виконані для *CD*-формату оптичних дисків. Для цього формату на станції лазерного запису ІПРІ НАН України період рельєфу $d = 1500$ нм, крок $s = 600$ нм. Дифракційний контроль здійснювався на відбитих від поверхні променях з використанням "червоного" лазера з довжиною хвилі $\lambda = 0,654$ мкм. Кут освітлення мікрорельєфу $\theta = 10$ град.

Таблиця 5.1

Показники заломлення для деяких середовищ [145]

	$\lambda = 0,408$ мкм		$\lambda = 0,532$ мкм		$\lambda = 0,654$ мкм	
Середовище	n	k	n	k	n	k
Cr	1,7057	3,6213	2,6571	4,1600	3,4477	4,2768
Ag	0,1383	1,9846	0,1429	3,0518	0,16016	3,9579
Al	0,48794	4,8085	0,50175	6,2097	1,3609	7,5189
Al ₂ O ₃	1,7852	0,0000	1,7717	0,0000	1,7659	0,0000
SiO ₂ (NS6)	1,5186	0,0000	1,5083	0,0000	1,5030	0,0000
PC	1,6114	0,0000	1,5917	0,0000	1,5788	0,0000

Для системи дифракційного контролю станції автоматичного мастерингу АМ-200 [144] використовується "зелений" лазер з довжиною хвилі $\lambda = 0,532$ мкм, кут освітлення рельєфу $\theta = 0$ град. Система функціонує в променях, що пройшли через мікрорельєф.

Тришарова система "проявник-фоторезист-прозора підкладка диска"

Така система реально виникає при традиційному формуванні мікрорельєфу оптичних дисків в результаті хімічного травлення фоторезисту, який нанесений на підкладку з оптичних прозорих матеріалів.

Оскільки програма "PC Grate-6.1" дозволяє розраховувати досить складні системи, на відміну від моделі Пасмана [142] стінки пітів моделювалися не прямими, а синусно-трапецеїдальними кривими, що максимально наближає модель до реальності.

Результати наших розрахунків [141] тришарової структури, яка складається з фоторезисту ($n_2 = 1,62$) товщиною $h_0 = 150$ нм на підкладці зі скла SiO₂ ($n_3 = 1,52$) або сапфіру Al₂O₃ ($n_3 = 1,775$) для відбитих променів "червоного" лазера ($\lambda = 0,654$ мкм, кут $\theta = 10$ град.) наведені на рис. 5.9.

Результати отримані для системи, розташованої в повітрі ($n_1 = 1,00$), оскільки в деяких випадках зручніше контролювати процес травлення дисків при періодичному висушуванні фоторезисту і визначенні проміжних значень k_D для "сухого" фоторезисту для вирішення питання про доцільність продовження процесу травлення. Стрілкою вказано точка, де глибина пітів h досягає значення h_0 і відбувається перехід від трикутної форми пітів до трапецеїдальної.

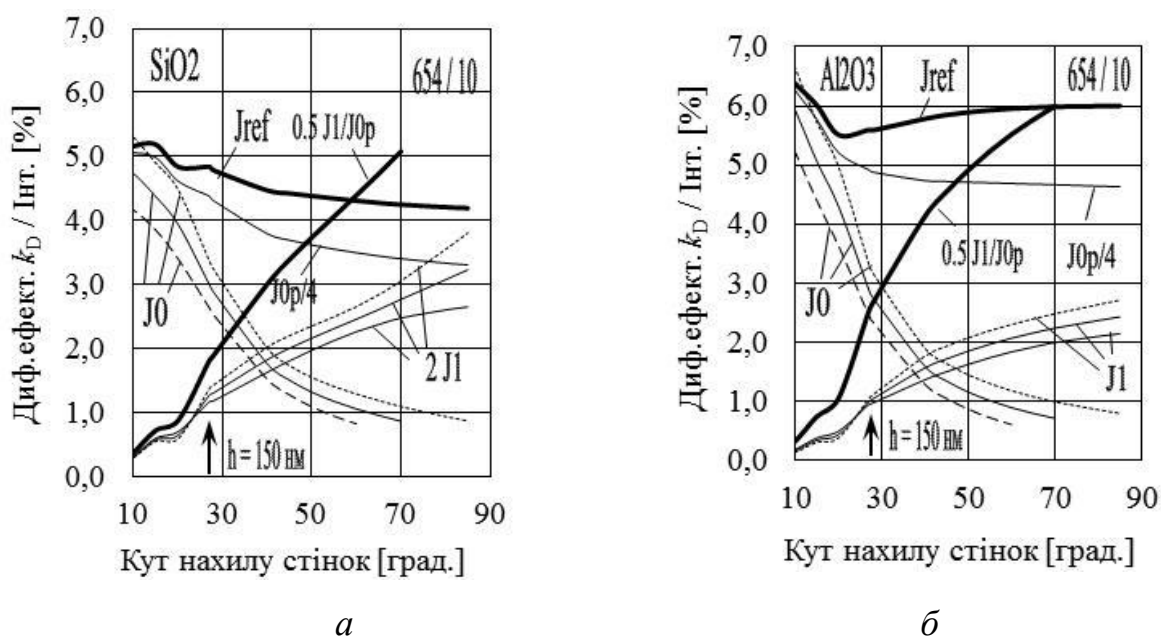


Рис. 5.9. Дифракційні криві для системи "повітря-фоторезист" для скла SiO_2 (а) та сапфіру Al_2O_3 (б)

Результати моделювання свідчать, що дифракційні інтенсивності при інших рівних умовах в основному залежать від глибини пітів і кута нахилу стінок, які в моделі Пасмана [142] пов'язані між собою. Для сапфіра (рис. 5.9-б) відбувається більш помітний у порівнянні зі склом перерозподіл інтенсивностей з 0-го порядку дифракції до 1-го порядку (рис. 5.9-а). Так, для глибини мікрорельєфу $h = 150$ нм інтенсивності J_1 і J_0 зрівнюються при кутах нахилу стінок $\alpha \approx 35$ град., в той час, як для скляної підкладки $J_1 \approx J_0$ тільки при кутах пітів $\alpha \approx 60$ град.

Оптимальні значення дифракційної ефективності $k_{D1} = J_1/J_{0p}$, які відповідають кутам нахилу стінок $\alpha = 45\text{--}50$ град., складають 6,7–7,5 % для

скла та 9,1–9,8 % для сапфіру. Відповідне значення ефективності $k_{DF} = J_1/J_F$ становить 1,00–1,08 % для скла і 1,71–1,85 % для сапфіру.

Основна відмінність системи контролю ІПРІ НАН України і станції мастерингу АМ-200 [144] полягає в тому, що остання функціонує з застосуванням "зеленого" лазера з довжиною хвилі випромінювання $\lambda = 0,532$ мкм та кутом освітлення $\theta = 0$ град. на променях, які проходять через мікрорельєф. Крім того, на станції АМ-200 оптичний диск висвітлюється з боку підкладки, тому для "сухого" або "мокрого" стану фоторезисту кути дифракції для відбитих променів залишаються незмінними і становлять для CD-формату $\varphi_{1D} = 20,773$ град. і $\varphi_{2D} = 45,181$ град., відповідно.

Для променів, що пройшли мікрорельєф, кути дифракції практично не змінюються при переході від мокрого до сухого стану фоторезисту і становлять $\varphi_{1D} \approx 12,646$ град., $\varphi_{2D} \approx 25,967$ град., $\varphi_{3D} \approx 41,056$ град., $\varphi_{4D} \approx 61,130$ град.

Для DVD-режиму промені дифрагують тільки в перших двох порядках дифракції, а кути дифракції, відповідно, в 2 рази більші.

На рис. 5.10 наведені модельовані інтенсивності відбитих променів J_0 , J_1 і значення J_{0P} , отримані з урахуванням дзеркального відбиття променів з довжиною хвилі $\lambda = 0,532$ мкм та загальною інтенсивністю J_{ref} (рис.5.9-а), а також інтенсивності променів J_0 , J_1 , J_2 , J_3 , J_4 , що пройшли через мікрорельєф загальною інтенсивністю J_{tr} (рис.5.9-б) для аналогічної системи "повітря-скло-фоторезист" ($n_1 = 1,00$; $n_2 = 1,52$; $n_3 = 1,62$) з періодом рельєфу $d = 1500$ нм і кутом падіння променів $\theta = 0$ град.

Найбільш зручними для діагностики у відбитому світлі є дифракційні ефективності $k_{D1} = J_1/J$, які мають максимум саме в оптимальній зоні необхідних глибин пітів $h \sim 140$ – 150 нм.

При переході від "червоного" до "зеленого" лазера у відбитому світлі крім променів 0-го і 1-го порядків дифракції J_0 – J_1 з'являються промені 2-го порядку J_2 , що розширює можливості контролю. Дійсно, значення

дифракційної ефективності $k_{D2} = J_2/J_1$ значно менше залежить від кута нахилу стінок пітів α і визначається в основному глибиною h , що підвищує точність діагностики.

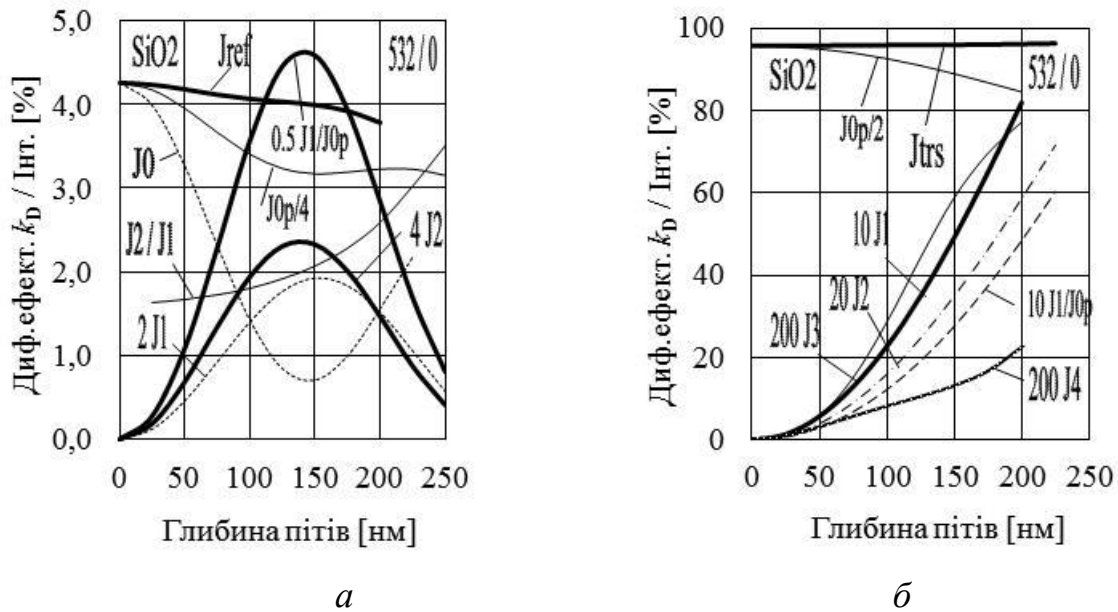


Рис. 5.10. Розподіл дифракційних інтенсивностей в повітрі для $\lambda = 0,532$ мкм для відбитих променів (а) та променів, які пройшли через мікрорельєф (б), для фоторезисту на поверхні скла

Для лазерних "зелених" променів, що пройшли мікрорельєф, виникають дифракційні промені навіть 3-го порядку J_3 і 4-го порядку J_4 . Однак дифракційні ефективності $k_{D2} = J_2/J_1$, $k_{D3} = J_3/J_2$ і $k_{D4} = J_4/J_3$ менш зручні для діагностики, в основному із-за труднощів, що виникають при експериментальному вимірюванні досить слабкої інтенсивності променів вищих порядків дифракції J_2 , J_3 , J_4 . Проте абсолютні значення k_{D2} – k_{D4} не залежать від зміни значень J_F і J_0 , що важливо для створення надійної системи дифракційного контролю.

Відмітимо, що для відбитих променів 1-го порядку дифракції нахил кривих $k_{D1} = J_1/J_0 = f(h)$ для зони $h \sim 100$ – 150 нм істотно більший порівняно з кривими $k_{DF} = J_1/J_F = f(h)$ для падаючих променів, тому для контролю якості пітів доцільно використовувати саме криві дифракційної ефективності k_{D1} для відбитого світла.

Тришарова система "фоторезист–хром–проявник / повітря"

При створенні оптичних дисків для довготривалого зберігання інформації з сапфіровою основою запропоновано [150–155] перед нанесенням фоторезисту на сапфірові дискові поверхні наносити маскувальний шар хрому для відведення електричного заряду і тепла з цієї основи при подальшому іонно-плазмовому травленні мікрорельєфу в хромі через фоторезист. Тому для контролю параметрів пітів в процесі формування мікрорельєфу необхідні розрахунки дифракційних кривих для тришарових структур, в яких підкладкою для фоторезисту служить хром.

Результати таких розрахунків [141] для відбитих променів "червоного" лазера ($\lambda = 0,654$ мкм, кут освітлення $\theta = 10$ град.) для системи "фоторезист-хром", яка знаходиться в повітрі, наведені на рис. 5.11-а ($n_1 = 1,00$; $n_2 = 1,62$; $n_3 = \text{Cr}$) та для системи "фоторезист-хром", яка знаходиться в хімічному травнику, наведено на рис. 5.11-б ($n_1 = 1,33$; $n_2 = 1,62$; $n_3 = \text{Cr}$).

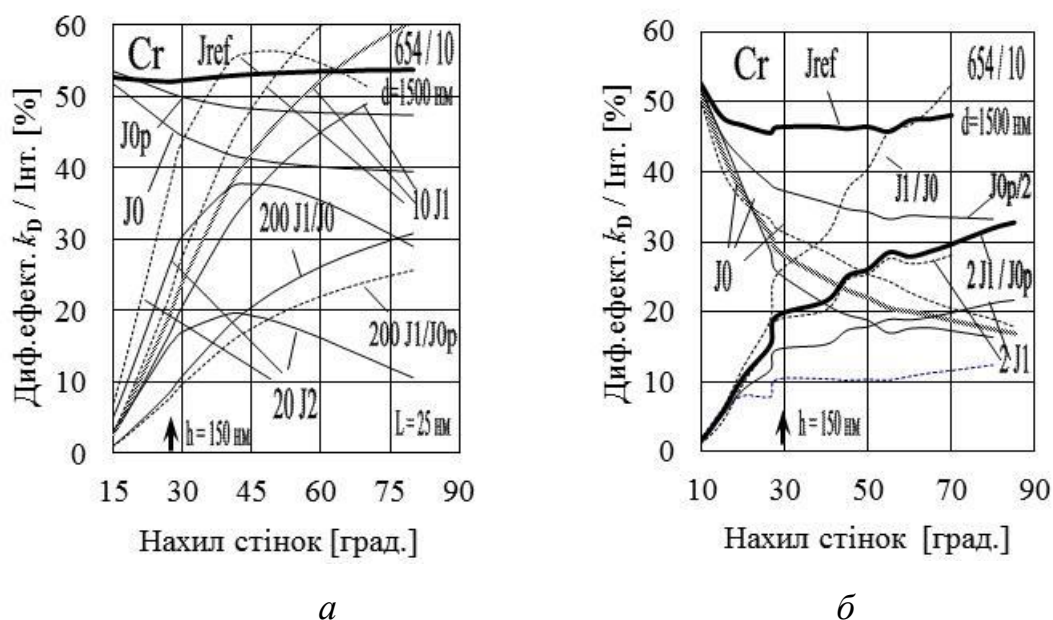


Рис. 5.11. Дифракційні інтенсивності для системи "фоторезист-хром" в повітрі (а) та в травнику (б)

При переході від середовища n_1 "повітря" до середовища n_1 "травник" загальна інтенсивність відбитих променів J_{ref} зростає. Це збільшення додається до інтенсивності 0-го порядку дифракції J_0 . Розрахована

інтенсивність 0-го порядку J_{0p} для пітів з кутом $\alpha \approx 45$ град. збільшується від 34,7 до 47,2 %, але абсолютне значення J_1 в зоні $h \sim 150$ нм зменшується майже в 3 рази (5,9 % для повітря порівняно з 1,9 % для хімічного травника). Тому ефективність $k_{D1} = J_1/J_0$ знижується майже в 5 разів, що ускладнює контроль процесу травлення для "мокрого" фоторезисту.

Однак у разі "мокрого" фоторезисту з'являються промені 2-го порядку дифракції J_2 , тому для контролю процесу травлення можна використовувати інтенсивності $k_{D2} = J_2/J_1$, що дозволяє позбавитись труднощів, пов'язаних з виділенням інтенсивності J_0 із загальної інтенсивності J_{0p} в напрямку 0-го порядку дифракції. Оптимальне значення $k_{D1} = J_1/J_{0p}$ становить 12,54–13,04 % для "сухого" фоторезисту і 4,47–4,91 % для "мокрого" фоторезисту. При цьому значення ефективності $k_{DF} = J_1/J_F$ становить 8,71–8,94 % для "сухого" фоторезисту і 4,22–4,62 % для "мокрого" резисту.

Сумарні дані щодо дифракції 1-го порядку для відбитих променів для тришарових структур з показниками заломлення $n_1 = 1,00$; $n_2 = 1,62$; $n_3 = (\text{SiO}_2, \text{Al}_2\text{O}_3, \text{Cr})$ для існуючих умов станції лазерного запису ІПРІ НАН України наведено на рис. 5.12.

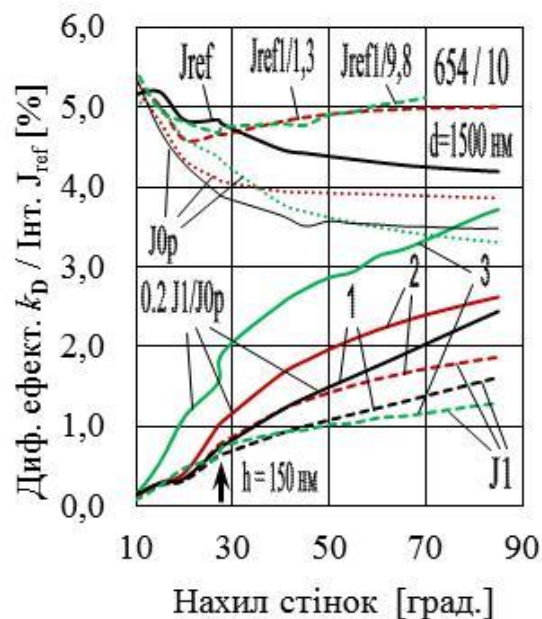


Рис. 5.12. Розподіл дифракційних інтенсивностей для сухого фоторезисту на поверхні скла, сапфіра та хрому:
1– SiO₂; 2– Al₂O₃; 3– Cr

Для цього випадку моделюється дифракція у відбитому світлі. Оскільки коефіцієнти відбиття світла для скла, сапфіра і хрому різні, то для спрощення порівняння отриманих даних на рис. 5.12 сумарні інтенсивності відбитих променів J_F для сапфіра і хрому пропорційно зменшені в 1,3 і 9,8 рази відповідно. Таким чином, всі три значення J_F для цих матеріалів вирівняні в точці $\alpha = 26,7$ град., в якій глибина пітів h досягає необхідного для оптимального травлення значення $h_0 = 150$ нм.

Вважаємо, що оптимальне значення дифракційної ефективності $k_{DF} = J_1/J_F$ для інтенсивностей 1-го порядку дифракції при глибині пітів $h = 150$ нм відповідає куту пітів $\alpha = 45$ град.

Для підкладки зі скла SiO_2 для кута $\alpha = 45$ град. розраховане значення $k_{DF} = J_1/J_F = 1,0$ %. Оптимальне для формування пітів значення k_{DFe} , яке визначено експериментально, відповідає значенню сигналу $A = 0,8$ [В] з фотодетектора типу $\Phi Д 288 А$, який використовується в системі дифракційного контролю станції запису ІПРІ НАН України, тобто коефіцієнт перерахунку даних $k_p = k_{DF}/k_{DFe} = 1,25$ [% / В].

Для підкладки з сапфіра Al_2O_3 розрахункове значення $k_{DF} = 1,7$ %, тому, використовуючи отриманий коефіцієнт $k_p = 1,25$ можна отримати оптимальне для цього випадку значення $A \approx 1,36$ [В].

Для маски з хрому Cr відповідне значення дифракційної ефективності $k_{DF} = 9,35$ %, тому для коефіцієнта $k_p = 1,25$ оптимальний для формування пітів сигнал з детектора $A \approx 7,48$ [В].

При дослідженні маски з хрому зручно використовувати нейтральний світлофільтр з коефіцієнтом пропускання $\tau = 15$ %. В цьому випадку для Cr значення $A \approx 1,12$ [В] та оптимальні значення інтенсивності J_1/J_F для скла ($A = 0,8$ [В]), сапфіру ($A = 1,36$ [В]) та хрому ($A = 1,12$ [В]) можна вимірювати практично в одному діапазоні чутливості фотодетектора.

Двошарова система "повітря-мікрорельєф"

Використовуючи параметри дифракційної ефективності, розраховані для певного мікрорельєфу оптичних дисків відповідно розглянутої вище тришарової моделі, можна здійснити поточний контроль процесу травлення фоторезисту. В той же час, при наявності точних розрахункових даних можна також визначити глибину пітів для уже виготовлених оптичних дисків, наприклад, для штампованих промислових дисків з полікарбонату, або для металізованих дисків. Для цього необхідні розрахунки залежності дифракційних кривих від глибини пітів для двошарових структур з урахуванням реальної форми пітів.

Окрім того, така двошарова система реально виникає при контролі параметрів пітів в фоторезисті після завершення хімічного травлення і металізації мікрорельєфу.

Отримані результати моделювання для випадку металізації мікрорельєфу шаром срібла наведені на рис. 5.10 ($n_1 = 1,00$, $n_2 = \text{Ag}$) для відбитих променів з довжиною хвилі $\lambda = 0,654$ мкм при освітленні під кутом $\theta = 10$ град. рельєфу з періодом $d = 1500$ нм.

Залежність дифракційних кривих від глибини рельєфу h наведена для двох типових кутів нахилу стінок пітів $\alpha = 40$ град. (рис. 5.13-а) і $\alpha = 60$ град. (рис. 5.13-б). Результати свідчать, що практично відсутня залежність дифракційних кривих від кута нахилу пітів в діапазоні $\alpha = 40\text{--}60$ град., а значення ефективності $k_{D1} = J_1/J_{0P}$ визначається тільки глибиною пітів h , що підтверджує можливість визначення h з експериментально отриманих значень дифракційної ефективності k_{D1} .

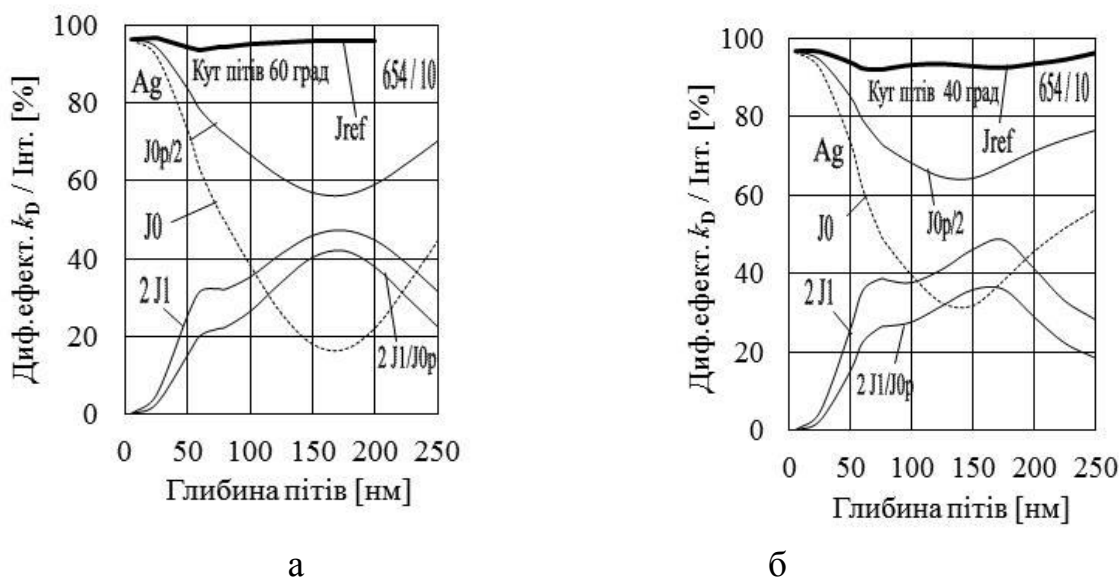


Рис. 5.13. Розподіл дифракційних інтенсивностей для поверхні мікрорельєфу з шаром срібла

Для металізованих поверхонь з шаром срібла практично відсутній вплив ефекту поляризації світла для променів 0-го і 1-го порядків дифракції. Тому на рис. 5.13 наведені дані тільки для інтегральних інтенсивностей променів.

При металізації мікрорельєфу шаром алюмінію дифракційні криві для зазначених вище умов мають дещо інший вигляд (рис. 5.14). Однак і в цьому випадку положення максимуму для дифракційної ефективності $k_{D1} = J_1/J_0$ і абсолютне значення k_{D1} , аналогічно випадку металізації мікрорельєфу сріблом, практично не залежать від кута нахилу стінок пітів α . Цей факт істотно спрощує аналіз дифракційних кривих і визначення глибини h за значеннями ефективності k_{D1} .

Глибині пітів $h \sim 140\text{--}150$ нм, яка є оптимальною для зчитування інформації з оптичного диску, для кута освітлення $\theta = 0$ град. (рис. 5.14-а) відповідають значення дифракційної ефективності $k_{D1} \approx 30\%$, а для кута $\theta = 10$ град. (рис. 5.14-б) – значення $k_{D1} \approx 45\%$.

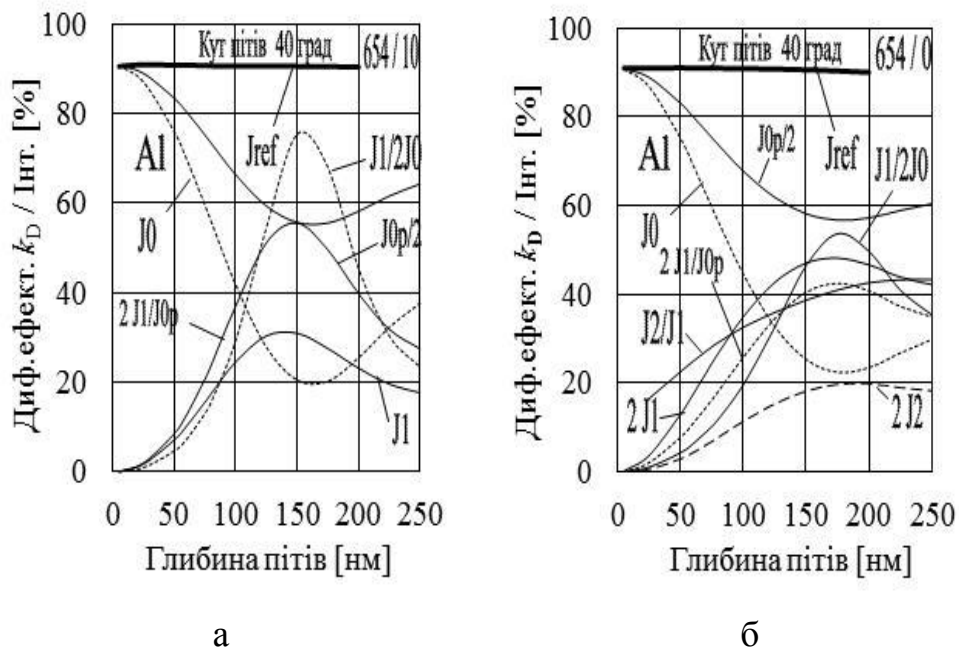


Рис. 5.14. Залежність дифракційних інтенсивностей для поверхні мікрорельєфу з шаром алюмінію від кута освітлення: а– $\theta = 0$ град.; б– $\theta = 10$ град.

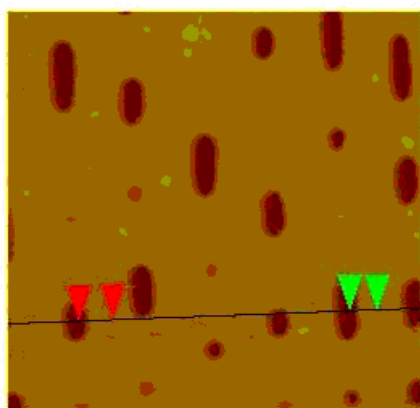
При освітленні мікрорельєфу під кутом $\theta = 0$ град. у спектрі з'являються інтенсивності 2-го порядку дифракції. Ці компоненти надто малі порівняно з променями 0-го і 1-го порядків, тому виконати їх точне вимірювання на експериментальних стендах досить складно. Крім того, нахил кривої дифракційної ефективності $k_{D2} = J_2/J_1$ в зоні $h \sim 150$ нм невеликий, що ускладнює її точний аналіз. Тому основними при визначенні параметрів мікрорельєфу оптичних дисків у разі металізації їх алюмінієм залишаються промені нульового і першого порядків дифракції.

Порівняння результатів моделювання з даними експериментальних досліджень

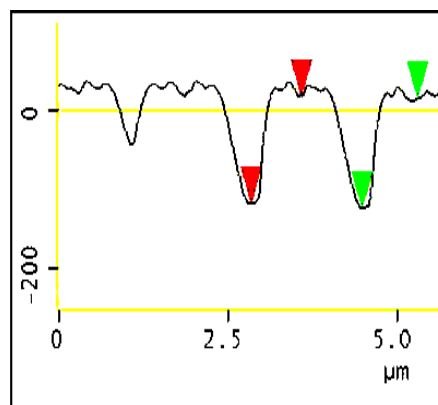
Для порівняння розрахункових значень [141] з експериментальними даними щодо дифракційної ефективності $k_{D1} = J_1/J_0$ виконано моделювання параметрів трьох простих двошарових систем: (1) рельєф в фоторезисті; (2) металізований сріблом мікрорельєф; (3) рельєф на сапфіровій

підкладинці. Для цих систем існують надійні експериментальні дані щодо дифракційних ефективностей k_{D1} і k_{DF} .

При моделюванні враховувалась реальна форма пітів, яка визначалась за допомогою атомно-силового мікроскопа (АСМ) типу "*Dimension-3000*". Для прикладу на рис. 5.15-а наведені отримані фотографії поверхні з мікрорельєфом, а на рис. 5.15-б – реальні профілі пітів рельєфу в сапфірі після іонно-плазмового травлення хромової маски (зразок "*TEST: SAP HR 04*" від 15.10.15, дані АСМ від 25.10.15, trek # 3). Фоторезист з поверхні сапфіра видалений.



а



б

Рис.5.15. Дані атомно-силового мікроскопа "*Dimension-3000*":
а– фотографія рельєфу; б– форма пітів

При розрахунках профіль пітів моделювався трапецією зі стінками синусоїдальний форми згідно з даними АСМ. Реальні кроки d мікрорельєфу на фоторезисті, сапфірі і сріблї, які були встановлені за кутами дифракції променів, становили 1680, 1500 і 1500 нм, відповідно.

На рис. 5.13 наведені відповідні розрахункові дані [141] для двошарових систем: рельєф у фоторезисті (рис. 5.16-а), металізований сріблом мікрорельєф (рис. 5.16-б) і рельєф на сапфірі (рис. 5.16-в).

При моделюванні рельєфу на сапфірі використовувалося значення $d_D = 1500$ нм, визначене з експериментально вимірюваного кута дифракції $\phi_1 = 37,75$ град. Отримане значення дещо відрізняється від даних АСМ,

згідно з яким період рельєфу $d_{\text{AFM}} \approx 1650$ нм, глибина пітів $h = 145$ нм, ширина $s = 825$ нм (вгорі) і ширина $s = 150$ нм (внизу), тобто кут нахилу стінок пітів становить $\alpha \approx 22$ град.

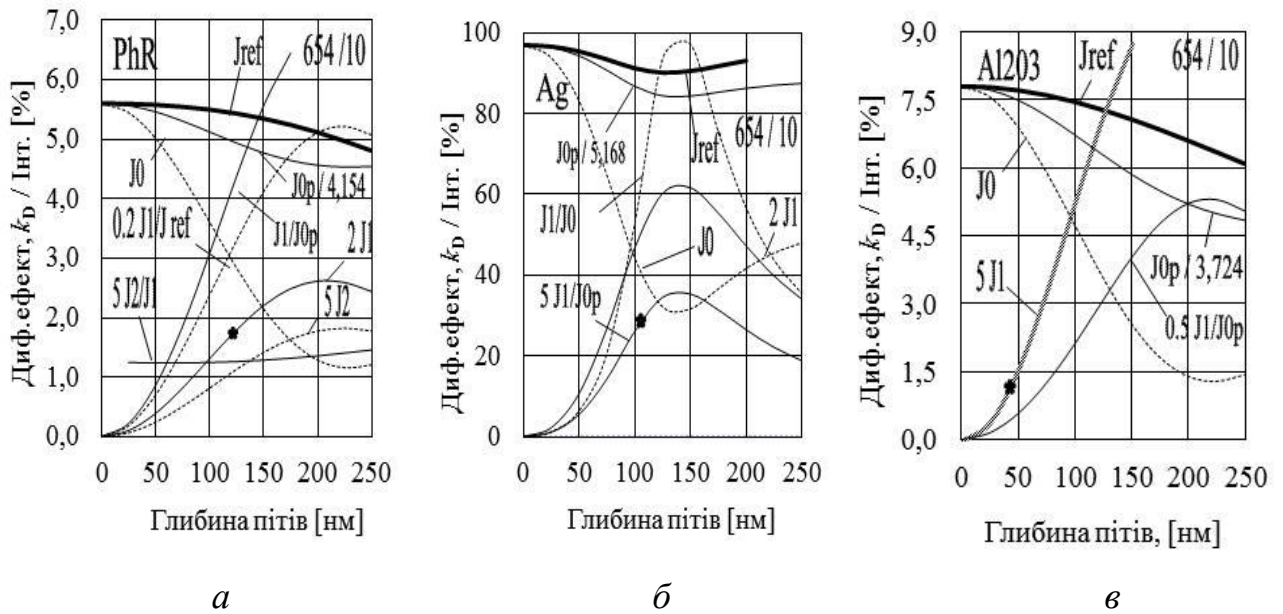


Рис. 5.16. Порівняння даних моделювання з експериментальними:
 а– рельєф у фоторезисті; б– металізований сріблом мікрорельєф;
 в– рельєф на сапфірової поверхні;
 ●– значення $k_{\text{DF}} = J_1/J_F$, отримані експериментально.

На рис. 5.16 експериментальні значення $k_{\text{DF}} = J_1/J_F = f(h)$ в залежності від величини h визначають розумні значення глибин мікрорельєфу $h \sim 90$ – 120 нм для пітів в фоторезисті (рис. 5.16-а) та в сріблі (рис. 5.16-б). Значення $h \approx 40$ нм для сапфіра (рис. 5.16-в), яке відповідає дифракційній ефективності $k_{\text{DF}} = 1,4 \%$, є дещо заниженим. Це може бути пов'язано з малою тангенціальною скважністю $k_T = 0,286$ інформаційного рельєфу для сапфіру, яка впливає з даних на рис. 5.15-а, оскільки значення h є усередненим по всій площині диску.

Таким чином, використовуючи експериментальні значення дифракційних ефективностей $k_{\text{DF}} = J_1/J_F$, при наявності точних розрахункових значень $k_{\text{DF}} = J_1/J_F = f(h)$ можна визначати глибини пітів мікрорельєфу реальних оптичних дисків.

5.5. Висновки до розділу 5

Розроблено методики контролю оптичної якості мікропризмових світлоповертальних та мікрорельєфних рефракційних поверхонь, засновані на аналізі дифракційної картини, що виникає при проходженні променя лазера через мікрорельєфну структуру; виконано комплекс розрахунків оптичних параметрів світлових потоків для контролю параметрів мікрорельєфу оптичних дисків за дифракційною ефективністю відбитих променів, зокрема:

- запропоновано метод оцінки якості робочих поверхонь мікропризмового світлоповертача шляхом порівняння експериментально отриманого розподілу інтенсивності лазерного променя після його проходження через мікрорельєф з аналогічними розрахунковими даними;
- розроблено метод визначення призматичного дії і якості рельєфу мікропризм, порівнюючи аналогічним чином експериментальні дифракційні розподіли інтенсивностей з розрахунковими даними для будь-якого варіанту падіння променів світла на мікрорельєф;
- створено модель розрахунків дифракції випромінювання на багат шарових оптичних дискових системах з урахуванням дзеркального відбиття променів і специфіки оптичних дисків з маскуючим шаром металу;
- досліджено оптимальні режими лазерного запису мікрорельєфу оптичних дисків та запропоновано метод визначення глибини пітів мікрорельєфу реальних оптичних дисків шляхом порівняння розрахункових даних з відповідними експериментальними значеннями при наявності точних розрахункових значень дифракційної ефективності рельєфу, які отримуються в результаті математичного моделювання процесу перетворення світлових потоків на мікрорельєфі оптичних дисків.

РОЗДІЛ 6. МОДЕЛЮВАННЯ ВПЛИВУ МІКРОПРИЗМ НА РОЗДІЛЬНУ ЗДАТНІСТЬ ЗОБРАЖЕНЬ

Мікропризми Френеля є пристроями з мікроструктурованою оптикою, що дозволяють точно контролювати рефракцію променів світла [10, 11, 50]. Однак, застосування мікропризм Френеля завжди знижує роздільну здатність та контраст сформованих оптичних зображень [44, 51, 155]. При офтальмологічних застосуваннях завдяки цьому також зменшується гострота зору досліджуваних хворих, тому що при її визначенні важливим фактором є саме контраст тестових офтальмологічних таблиць, оскільки гострота зору залежить від контрасту оптотипів таблиць [156].

В розділі наведені результати моделювання процесу впливу мікропризм на роздільну здатність та контраст оптичних зображень, які формуються за допомогою мікропризмових елементів.

6.1. Вимірювання гостроти зору та роздільної здатності зображень в офтальмології та фізиці

В офтальмології широко використовується таке поняття, як гострота зору V . Вона визначається мінімальним кутом роздільної здатності ока людини або мінімальною відстанню між двома точками зорового образу, при якій точки зображення сприймаються оком окремо ("minimum separabile") [157]. Фактично це роздільна здатність зорового образу, який формується на сітківці ока. На практиці зазвичай використовують здатність органу зору розрізняти дрібні елементи образу ("minimum visibile"). В офтальмології для визначення цієї величини використовують спеціальні тестові таблиці зі знаками стандартних розмірів, так званими оптотипами (літерами алфавіту, символами, кільцями або фігурами).

Існують різні системи побудови таких таблиць. У країнах колишнього СРСР в основному використовуються таблиці Головіна–Сівцева [156], які створені за принципом десяткової арифметичної прогресії. Гостроті

нормального зору $V = 1,0$ відповідають опто типи у вигляді букв або кілець Ландольта [156], які спостерігаються під кутом $\gamma = 5$ кутових хвилин (хвил.), а їх дрібні деталі – під кутом $\gamma = 1$ хвил. Ці опто типи розглядаються з відстані $d = 5,0$ м, що відповідає, наприклад, відстані між двома сусідніми штрихами букви «Ш» ~ 1 хвил. або в лінійних одиницях – 1,4441 мм. Висота літер H_1 , відповідних значенням $V = 1,0$, становить $\sim 7,25$ мм. Розміри всіх букв або кілець у відповідних рядках таблиці для інших значень $V \neq 1,0$ визначають виразом $H_V = H_1/V$.

Іноді кутова відстань γ між дрібними елементами опто типів визначають через просторову частоту W_C [158–159], зворотну гостроті зору V_C , що вимірюється в цикл./град.: W_C [цикл./град.] = $30/V_C$ [хвил.] Таке визначення відповідає здатності пацієнта з нормальним зором ($V = 1,0$) чітко розрізняти систему періодичних темно-світливих смуг з одиничним періодом 2 хвил. в тестовій синусоїдальній ґратці. Число таких смуг виявляється саме 30 в зоні шириною 1 град. у полі зору пацієнта. Граничне значення $W_C = 30$ цикл./град. відповідає гостроті зору $V_C = 1,0$.

Для перевірки зору у дітей, які не вміють читати, використовується таблиця Орлової [156]. Замість букв на таблицю нанесені зображення предметів, які знає практично кожна дитина. Таблиця Орлової дозволяє визначити гостроту зору в діапазоні $V_C = 0,1–2,0$.

Також застосовується таблиця для відстані спостереження 5,0 м, заснована на принципі арифметичної прогресії, запропонована в 1875 році французьким офтальмологом Фердинандом Монуайе [156]. Вибір такої відстані обумовлений тим, що для людського ока з нормальним зором нескінченність починається саме на цій відстані і на сітківці ока збираються практично паралельні промені. Зазвичай діагностика гостроти зору V починається з визначення верхнього рядку таблиці, яку пацієнт чітко бачить з відстані 5,0 м, при цьому дослідження проводять для кожного ока окремо: визначають гостроту зору пацієнту для правого ока (OD), потім для лівого (OS).

В англомовних країнах широко використовується таблиця, яка вперше розроблена на принципі "minimum visibile" голландським офтальмологом Снелленом [156]. В таблиці Снеллена кожна буква спостерігається під кутом 5,0 хвил., а її мінімальні деталі – під кутом 1 хвил. для певної відстані d . Гострота зору визначається у вигляді $V_S = d/D$, де чисельник – відстань d , з якого розглядається таблиця (зазвичай 20 футів $\sim 6,1$ м), а знаменник – відстань D , з якого пацієнт з гостротою зору $V_S = 1,0$ може розрізняти деталі оптотипів рядка таблиці під кутом спостереження $\gamma = 1$ хвил. Для метричних таблиць Снеллена всі відстані вимірюються в метрах, в цьому випадку $d = 6,0$ м та значенням $V_S = (20/20)$ для звичайних таблиць відповідає значення $V_{SM} = (6/6)$. Перехід від дробів Снеллена до десяткових дробів Головіна-Сівцева здійснюється простим поділом чисельника на знаменник, тобто значенням гостроти $V_S = (20/20)$ або $V_{SM} = (6/6)$ відповідає значення $V_C = 1,0$, а значенням гостроти $V_S = (20/200)$ – величина $V_C = 0,1$. Існують і тестові таблиці, побудовані на принципі геометричної прогресії, які вважаються найбільш точними для визначення гостроти зору для значень $V_C < 0,4-0,5$.

Відзначимо, що всі зазначені вище різні таблиці мають одну спільну рису: знаки ряду, відповідного гостроті зору $V_C = 1,0$, спостерігаються оком під кутом 1,0 хвил. Такому куту спостереження відповідає зображення тестових знаків на поверхні сітківки ока розміром $D_E \approx 7-8$ мкм.

Останнім часом гостроту зору зазвичай визначають як величину, зворотну мінімальному значенню кута між двома точками, які око здатне бачити окремо [157]. Цей кут визначають в кутових хвилинах і називають мінімальним кутом роздільної здатності ока ("minimum angle of resolution" – "MAR"). Куту MAR, що дорівнює одній кутовій хвилині, відповідає гострота зору $V_C = 1,0$.

Важливою характеристикою для визначення гостроти зору є контраст k_A [156] оптотипів тестових офтальмологічних таблиць, яка визначається за формулою:

$$k_{A1} = \{(I_F - I_A)/I_F\} 100 \% \quad (6.1)$$

де I_F – інтенсивність фону таблиці, I_A – інтенсивність певного оптотипу. Значення k_A залежать від освітленості таблиці E_T або яскравості таблиці F_T . Встановлено, що яскравість E_T таблиці повинна становити не менше 160 [кд/м²], що відповідає освітленості $E_T = 150\text{--}300$ лк [156], точне значення якої залежить від коефіцієнта відбиття світла від фону таблиці. Вважають, що подальше збільшення значення F_T не впливає на величину контрасту зображення k_A і гостроту зору V_C . Стандартне значення контрасту тестових таблиць k_A становить 95–97 %.

Зазначимо, що у фізиці контраст k_A зображень визначається [20] дещо іншим способом за формулою:

$$k_{A2} = \{(I_F - I_A)/(I_F + I_A)\} 100 \% \quad (6.2)$$

де величини I_F і I_A для об'єктів, що світяться, являють собою яскравості, а для зображень – освітленості поверхонь.

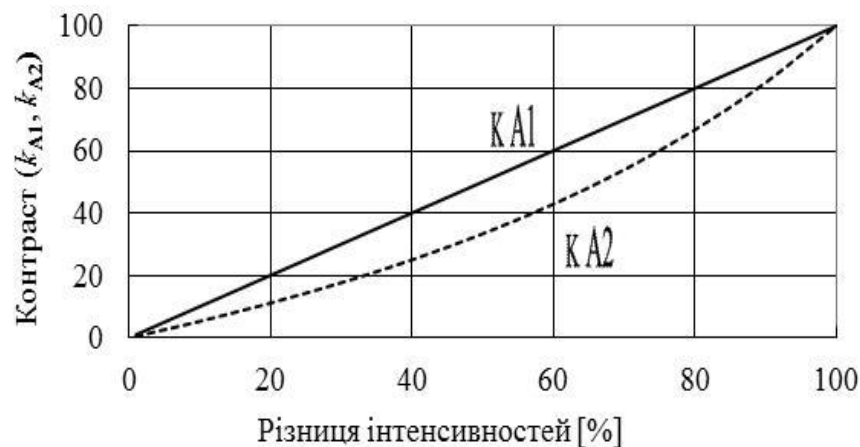


Рис. 6.1. Залежність контрасту k_A від різниці інтенсивностей оптотипів

Зрозуміло, що для граничних значень інтенсивностей світла, значення контрасту k_{A1} і k_{A2} , отримані згідно з формулами (6.1) та (6.2), збігаються. Однак для проміжних значень I_F і I_A значення k_A істотно різняться. Графік

залежності від різниці інтенсивностей світла ($I_F - I_A$) значень k_{A1} і k_{A2} , обчислених згідно (6.1) і (6.2), відповідно, наведено на рис. 6.1.

Для всіх розрахунків контрастності нами використовувався вираз (6.1), що визначає лінійну залежність контрастності k_A від величини ($I_F - I_A$). Вираз (6.1) виявилося більш зручним для вимірювань мінімуму інтенсивності між двома сусідніми максимумами тестових штрихових зображень, а також для інтерполяції результатів експериментальних вимірювань слабких інтенсивностей на рівні шумів.

Відзначимо, що у всіх випадках оптометрії на практиці визначається не мінімальний кут роздільної здатності зорового образу γ_s , а вимірюється в умовних одиницях досить абстрактне гострота зору V_s , причому виключно суб'єктивним способом з використанням тестових таблиць на основі опитувань пацієнтів.

Результати таких опитувань залежать від багатьох факторів, насамперед освітленості таблиць, контрастності знаків на загальному фоні, часу розгляду оптотипів, фізичного стану і навіть індивідуальних особливостей пацієнтів, оскільки діаметр колбочок на сітківці ока у різних людей різний і чим менше цей діаметр, тим гострота зору вище.

Таким чином, традиційна процедура визначення гостроти зору в офтальмології досить консервативна і за своєю суттю суб'єктивна.

Використання для корекції зору окулярів з лінзами і мікропризмовими елементами також впливає на гостроту зору пацієнта, оскільки змінюється освітленість зорового образу внаслідок відбиття частини світла від поверхні лінз. Тому потрібне дослідження тих спотворень, які вносяться в формовані зорові образи самими лінзами і призмами.

6.2. Дослідження впливу мікропризм на гостроту зору

Після появи еластичних офтальмологічних мікропризм компанії "ЗМ" (США) "ЗМTMPress-OnTMPrisms" [48] проведено декілька досліджень їх властивостей [158–165]. Встановлено, що застосування мікропризм призводить до зниження гостроти зорових образів, а також зменшення контрастності зображень, що формуються на сітківці ока пацієнта.

Першим фундаментальним дослідженням проблеми зміни гостроти зору при використанні мікропризм Френеля в залежності від їх призматичного дії є робота Вероні-Тротман [44] (США), яка вже стала класичною. Авторка [44] досліджувала роздільну здатність звичайних скляних призм, так званих «wafer» жорстких призм з акрилу та гнучких мембранних мікропризм з полівінілхлориду призматичною дією 5 Δ, 8 Δ, 10 Δ, 12 Δ, 15 Δ, 20 Δ, 25 Δ, 30 Δ методом клінічного обстеження 25 пацієнтів у віці від 6 до 39 років з початковою гостротою зору $V_S = 20/20$ з висококонтрастною тестовою таблицею Снеллена з корекцією і без корекції рефракції зору. Пацієнти у випадковому порядку коментували вплив призм, результати аналізувалися незалежними експертами і оброблялися біостатистиком [44]. Було отримано порівняльні характеристики пластинчастих і еластичних френелівських мікропризм і встановлено зниження гостроти зору усіма типами мікропризм, особливо з великою призматичною дією.

Традиційний спосіб застосування еластичних мікропризм шляхом їх фіксації на склі окулярів детально було розглянуто в роботі [166], де показано, що використання френелівських фіксованих гнучких мікропризм є неефективним засобом компенсації зменшення поля зору пацієнта. Відзначено істотне зниження контрастності зорових зображень при використанні цих призм, а також наявність призматичних спотворень, внаслідок чого роздільна здатність зорових образів зменшувалася.

Детальні дослідження зниження гостроти зору при використанні мікропризм виконали Гріффітс і Коттон [51] (Великобританія). В роботі [51] наведено результати порівняння гостроти зору V_A і контрасту k_s для мікропризм Френеля різних виробників. Розглядались мікропризми "3MTMPress-OnTMPrisms" виробництва компанії "3M" (США) і мікропризмові плівки, що виготовляються компанією "Optiker Greten Folienoptik" (ФРН) і поставляються на ринок під маркою "Trusetal".

Досліджувані авторами [51] фіксовані мікропризми розрізнялися за своїми геометричними параметрами. Так, призми компанії "3M" були гнучкішими і тоншими: середня товщина мікропризми Френеля $PD = 30,0 \Delta$, виготовленої з полівінілхлориду, дорівнює ≈ 860 мкм. Товщина ж плівки компанії "Optiker Green Folienoptik" з акрилу становила 1560 мкм, тому потрібно декілька спроб, щоб щільно притиснути плівку до лінзи. Крім того, набагато складніше видалити бульбашки повітря між плівкою і склом, які виникають при фіксації призм на поверхні лінз, плівка відшаровувалася від поверхні скла.

Метод дослідження – традиційний: опитування пацієнтів, які розглядають тестові офтальмологічні таблиці. Усереднювались результати опитування 16 пацієнтів, які розглядали офтальмологічні таблиці через мікропризми, які фіксуються на поверхні рефракційної лінзи діаметром $D_L = 45,0$ мм. Встановлено невелике розходження даних для двох типів плівок в зменшенні значень V_A і k_A , як свідчать дані на рис. 6.2.

Зазначимо, що при великих значеннях призматичної дії PD оптичні характеристики мікропризм "Trusetal" виявляються дещо кращими порівняно з призмами "3M", а при менших – різниця значень V_A і k_A на думку авторів [51] несуттєва.

Дані щодо зниження гостроти зору наведені також в роботі Дембського [167] з "Кримського центру реабілітації зору". Автор традиційним методом обстеження пацієнтів визначав ступінь зниження гостроти зору при використанні перших експериментальних зразків мікропризм Френеля,

виготовлених в 2007-2008 рр. ІПРІ НАН України. Деякі з результатів вимірювань [167] наведені в Таблиці 6.1.

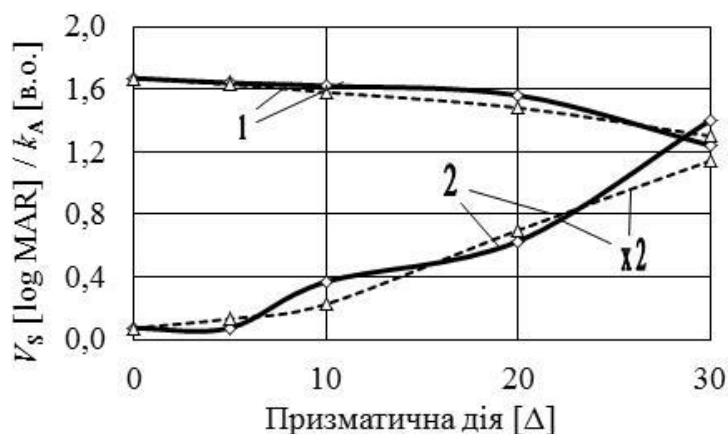


Рис. 6.2. Результати досліджень [51]: 1— контраст k_A ; 2— гострота зору V_A : пунктир — мікропризми "Trusetal", суцільна лінія — мікропризми "ЗМ"

Таблиця 6.1.

Зниження гостроти зору [167] при використанні мікропризм Френеля

Призмове діоптрії, [Δ]	Зниження гостроти зору, [%]
5	10
7	10
10	20
15	40
20	50
25	60
30	70

Результати аналогічних досліджень зниження гостроти зору V_C , виконаних традиційним методом призмової страбометрії, наведені в роботі Шевколенко [168] з Центру мікрохірургії ока (м. Київ). Зниження гостроти зору для мікропризми $PD = 30,0 \Delta$ становило $\Delta V_C = 0,3-0,6$ при початковій гостроті зору $V_C = 0,8-1,0$. При цьому призми сильніші впливали на гостроту зору для великих початкових значень $V_C \approx 1,0$; призми дією $PD = 1,0-10,0 \Delta$ практично не впливали на V_C .

Детальні дослідження впливу мікропризм на роздільну здатність та на контраст зображень в останні роки виконала Мелліна [169] з Центру мікрохірургії ока (м. Київ). Було досліджено 165 пацієнтів віком від 6 до 18 років. Діти були розділені на 11 груп по 15 осіб залежно від початкової гостроти зору V_C , яка змінювалася від 0,1 до 1,2. Попередня рефрактометрія гостроти зору V_C вдалину виконувалася по кільцях Ландольта [156]. Аметропію не коригували для того, щоб дослідити залежність зменшення роздільної здатності від різної початкової гостроти зору. Для тесту з набору *KK-42* було обрано 8 модифікованих призмових компенсаторів номіналами 5,0; 10,0; 14,0; 18,0; 20,0; 24,0; 28,0; 30,0 Δ .

Результати авторки [169] вказують на те, що мікропризма дією $PD = 5,0 \Delta$ не впливала на зорові функції у дітей з гостротою зору від 0,1 до 0,9. У дітей з високими показниками зору ($V_C = 1,0-1,2$) його зниження спостерігалось лише на 1,0 % та 10,0 %, відповідно.

Призма номіналом $PD = 10,0 \Delta$ не впливала на зір у дітей з гостротою зору від 0,1 до 0,3. У дітей з візусом від 0,4 до 0,9 зниження зорових функцій спостерігалось в середньому на 6,0 %. У групі пацієнтів з гостротою зору 1,0 знизилась зір на 10,0 %, а в групі з гостротою зору 1,2 – на 20,8 % (рис. 6.3).

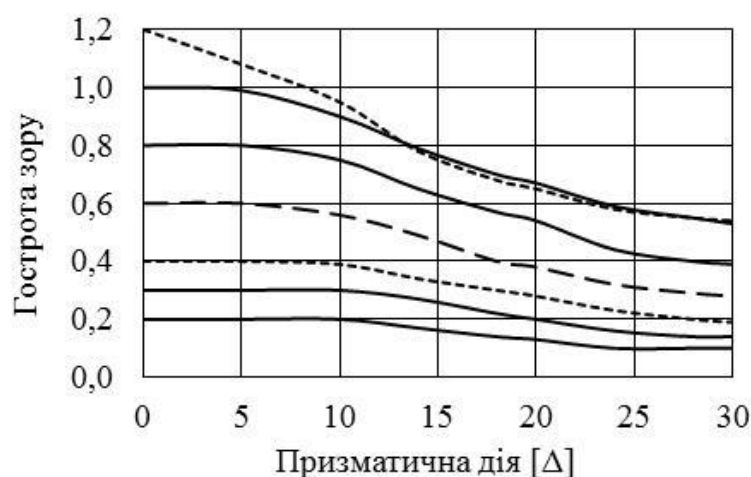


Рис. 6.3. Результати досліджень [169]

Найбільш важливим фактом [169] є залежність зниження гостроти зору від початкового значення гостроти, хоча цей результат можна вважати очікуваним.

Таким чином, експериментально встановлено, що мікропризми знижують гостроту зору V_C пацієнтів, причому ефект зростає зі збільшенням сили призми і початкового значення гостроти V_C . Однак незрозуміло, який внесок у зниження гостроти зорових образів вносять дефекти зору, а який – власне призми. Методика виконаних до цього часу офтальмологічних досліджень не дозволяє розділити ці два ефекти. Тому питання про роль мікропризм в зниженні роздільної здатності формованих зображень вимагає додаткових досліджень та моделювання.

6.3. Метод моделювання та методика експериментального дослідження гостроти зору

Спробуємо звести суб'єктивні поняття "гострота зору" та "чітка видимість" до певних фізичних величин і привести кількісні критерії оцінки роздільної здатності мікропризмових елементів.

У фізиці роздільна здатність оптичної системи або зображення визначається кількістю штрихів / мм зображення об'єкта або зорового образу. Роздільна здатність оптичних приладів принципово обмежена дифракцією на об'єктиві: видимі точки фактично є дифракційними плямами. Дві сусідні точки інтенсивності будуть розділеними, якщо мінімум інтенсивності між ними достатній для того, щоб його можна було розглянути.

Існує емпіричний критерій роздільної здатності зорових об'єктів Релея [20] для визначення відповідного мінімального кутового відстані між двома розділеними точками:

$$\sin \theta = 1,22 (\lambda / D) \quad (6.3)$$

де θ – кутова роздільна здатність (мінімальна кутова відстань); λ – довжина хвилі; D – діаметр вхідної апертури оптичної системи, зазвичай він збігається з діаметром об'єктива.

Аналогічний критерій існує для оптичних пристроїв з нанесеним рельєфом, наприклад, дифракційних ґраток, або для оптичних зображень. Такий же критерій застосовується і для розрізнення окремих ліній в спектрі.

Згідно критерію (6.3) дві близькі спектральні лінії вважаються розділеними, якщо максимум однієї лінії збігається з мінімумом іншої. У цьому випадку провал між лініями для гаусової форми ліній [20] становить приблизно 0,2 від максимуму, тому визначений відповідно до виразу (6.1) контраст двох розділених ліній $k_{A1} \approx 20,0 \%$. Згідно (6.2) контраст у цьому випадку становитиме $k_{A2} \approx 11,1 \%$.

Експериментальне визначення роздільної здатності оптичних систем зазвичай проводять шляхом фотографування спеціального тестового об'єкту *Mira* [170]. При цьому внесок в роздільну здатність кожного конкретного параметра визначають в умовах, коли вплив інших параметрів малий.

У нашому випадку для визначення впливу мікропризм на гостроту зору будемо використовувати зображення на екрані різних елементів такого штрихового тестового об'єкта. При певних умовах роздільну здатність зображень можна ототожнювати з гостротою зору. В деякій мірі методика наших досліджень подібна вимірювання просторових частотно-контрастних характеристик [171], аналогічно оцінюється роздільна здатність штрихових зображень. Проте в наших дослідженнях опитування пацієнтів немає, тому повністю виключений фактор суб'єктивності при оцінці зміни роздільної здатності зображень тестових штрихових об'єктів внаслідок застосування мікропризм.

Зниження роздільної здатності зображень будемо визначати відповідними змінами кутів спостереження γ_A оптотипів, при цьому відносна роздільна здатність $V_A = \gamma_A / \gamma_{A0}$ вимірюється кутовими відстанями між штриховими елементами, які відповідають критерію Релея [20] (вираз (6.3)). Саме таким чином визначається роздільна здатність мікрорельєфу оптичних дисків при запису комп'ютерної інформації променем лазера [172–173]. При

вимірюваннях застосовується електронна система реєстрації сигналів, що дозволяє істотно підвищити точність реєстрації світлових інтенсивностей.

При дослідженні зору з допомогою офтальмологічних тестових таблиць еталоном для переходу від відносних вимірювань до абсолютних значень є гранична роздільна здатність ока людини. Як відомо, роздільна здатність усередненого ока становить $\gamma_C \sim 1,0$ хвил., а відповідне абсолютне значення гостроти зору V вважають рівним одиниці. Рядок тестової таблиці, що відповідає значенню $V = 1,0$, для дрібних деталей оптотипів має кутову роздільну здатність $\gamma_S = 1,0$ хвил. при розгляді з відстані 5,0 м для таблиць Головіна-Сівцева або 20 футів для таблиці Снеллена [156].

При реєстрації оптотипів електронними методами, наприклад за допомогою фотодетектора, лінійну роздільну здатність R_A (штрихів / мм) оптичної системи можна встановити як завгодно малим. Це мінімальне значення R_A визначається тільки роздільною здатністю світлочутливого елемента R_O і граничною роздільною здатністю R_A фокусуємого об'єктива:

$$1/R_A = 1/R_O + 1/R_D. \quad (6.5)$$

У нашому випадку логічно встановити граничну кутову роздільну здатність оптичної системи γ_A приблизно на рівні роздільної здатності ока, тобто $\gamma_A \approx 1,0$ хвил. Тоді результати вимірювань роздільної здатності тестових штрихових об'єктів можна прямо ототожнити з даними традиційних вимірювань гостроти зору, отриманими в результаті опитування пацієнтів, які розглядають тестові таблиці [156].

На основі проведеного моделювання параметрів оптичної системи був створений спеціальний експериментальний стенд [174] для вимірювання роздільної здатності тестових зображень (рис. 6.4). Особливу увагу було приділено максимальній ідентичності оптичних параметрів стенду умовам традиційних досліджень гостроти зору з використанням тестових офтальмологічних таблиць.

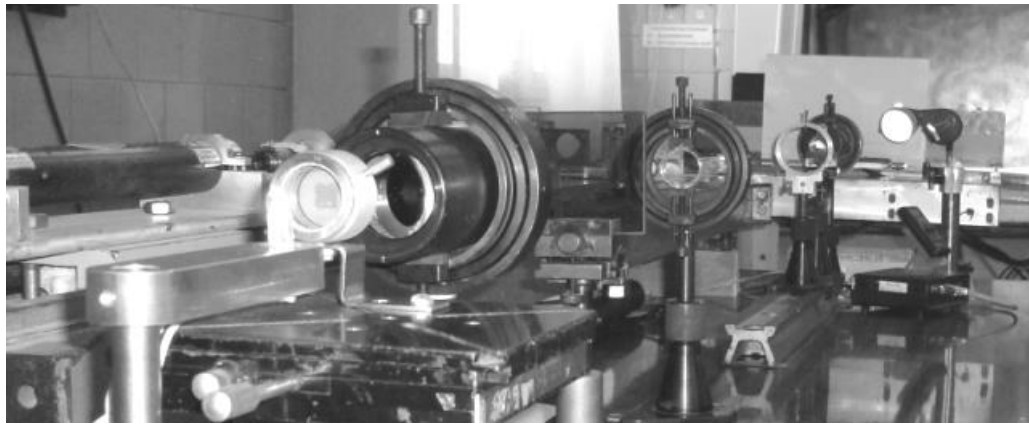


Рис. 6.4. Загальний вигляд експериментального стенда для дослідження роздільної здатності зображень

Критерієм ідентичності даних з гостроти зору, отриманих традиційним способом [44, 51, 168, 169] з використанням тестових таблиць, і результатів вимірювань на стенді з застосуванням штрихових *Mir*, є однаковість для призм однакової дії відносного розширення оптотипів для екрану $K_A = \Delta\gamma_A / \gamma_A$ і для сітківки ока пацієнта $K_C = \Delta\gamma_C / \gamma_C$, де γ_C – роздільна здатність ока (в середньому $\gamma_C \approx 1,0$ хвил. для $V = 1,0$), а $\Delta\gamma_C$ – зона хроматизму на сітківці. При виконанні критерію $K_A = K_C$ умови спостереження тестових офтальмологічних таблиць пацієнтами можна ототожнити з умовами реєстрації тестових штрихових оптотипів.

Типова схема вимірювань роздільної здатності різних оптичних об'єктів згідно ГОСТ 15114-78 наведена на рис. 6.5.

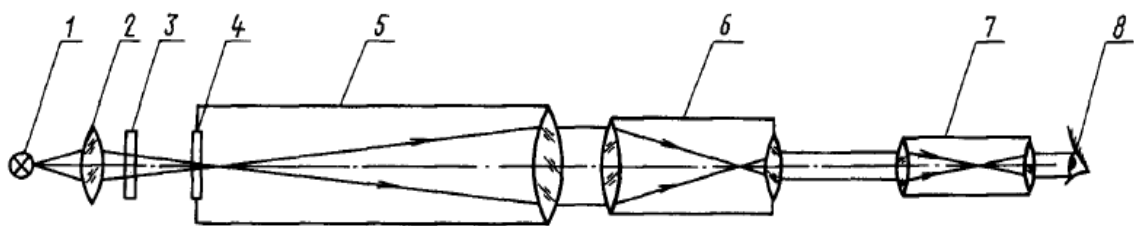


Рис. 6.5. Схема типових вимірювань роздільної здатності оптичних об'єктів:
 1– джерело освітлювання; 2– конденсор; 3– матове скло; 4– штрихова *Mira*; 5– коліматор; 6– досліджувана оптична система;
 7– зорова труба; 8– око спостерігача

Джерело випромінювання (1) – стандартна лампа розжарювання типу А з яркісною температурою $T_A = 2854$ К, яка використовується при

традиційних спектроскопічних вимірах. Для формування на екрані висококонтрастних тестових штрихів, аналогічних зображенню літери "Ш" на офтальмологічних таблицях, застосовувалися (4) штрихові *Miri* №№ 3–5 (*M3–M5*). Проекційний об'єктив ЛОМО (5) з фокусною відстанню $F = 90$ мм і діаметром $D = 50$ мм забезпечував формування зображень тестових штрихів на екрані, розташованому на відстані $L_E = 2,0$ м від об'єктива. Легко визначити, що збільшення оптичної системи становило $\zeta = 21,22$.

У нашій оптичній системі з типової схеми вимірювань роздільної здатності (рис. 6.5) були виключені конденсор (2) для більш рівномірного освітлення всіх елементів *Miri* (4) і матове скло (3) для підвищення початкового контрасту зображень. Крім того, не були використані мікроскоп (7) і спостерігач (8), замість яких була застосована електронна схема реєстрації світлових сигналів.

У площині екрану розміщувався пересувний кремнієвий фотодетектор типу *ФД288А* (7-8) з реєструючою щілинною діафрагмою шириною $S_p = 450$ мкм. Кутовий розмір діафрагми для зазначеної оптичної системи складав $\gamma_A = 0,773493$ хвил., тобто така ширина щілини дозволяє здійснювати сканування тестових зображень на екрані на рівні середньої роздільної здатності ока людини. Фотодетектор (7-8) переміщувався вздовж зображення тестових штрихів на екрані, що дозволяло здійснювати лінійне сканування зображень з точністю позиціонування ± 10 мкм, це в призмових діоптріях відповідає роздільній здатності $\approx 0,001 \Delta$.

Для юстирування оптичної системи і необхідного розміщення на її осі мікропризмових елементів (6) використовувався напівпровідниковий лазер з "зеленою" довжиною хвилі $\lambda = 0,532$ мкм.

Для використовуваної нами оптичної системи найменшому елементу *H24* стандартної штриховий *Miri* *M3* відповідає кутовий розмір між штрихами (роздільна здатність штрихів) $\gamma_A = 0,773493$ хвил. Для зазначеного елемента відстань між сусідніми штрихами на поверхні елемента *H24* становить $d_0 = 23,2$ мкм [170], що відповідає мінімальній кутовій роздільній

здатності штрихів на екрані $\gamma_0 \approx 0,773347$ хвил. Це значення практично збігається зі значенням γ_A і є граничною роздільною здатністю нашої оптичної системи. При менших значеннях d_0 лінійні відстані між зображеннями сусідніх штрихів на екрані d_A стають менше ширини скануючої щілини S_p , тому реєстрована контрастність k_A зображень штрихів на екрані буде зменшуватися і збігатися до нульового значення.

Таким чином, з урахуванням дефектів оптики сумарна роздільна здатність оптичної системи становило близько 1,0 кутової хвилини, що повністю відповідає встановленим кутам спостереження тестових офтальмологічних таблиць.

Найбільш важливим питанням при моделюванні традиційної схеми вимірювання кутової роздільної здатності ока людини є критерій подібності даних, отриманих при офтальмологічних дослідженнях пацієнтів з тестовими таблицями, та результатів вимірювань роздільної здатності тестових штрихових об'єктів за новою електронною схемою реєстрації інтенсивностей світла.

Таким критерієм подібності може бути однаковість для певної призми кутового (або лінійного) розширення променя $\Delta\gamma$ відносно кутової (лінійної) відстані між тестовими штрихами γ , які формуються на екрані, та для оптотипів офтальмологічних таблиць, які формуються на сітківці ока, тому це питання можна вирішити наступним чином.

Для зображень на екрані відповідний параметр $K_A = \Delta\gamma_A/\gamma_A$, де величина γ_A – кутовий розмір певного опто типу, $\Delta\gamma_A$ – розширення опто типу внаслідок хроматизму та інших причин.

При установці різних мікропризм в пробну офтальмологічну оправу на відстані $D_0 = 20$ мм від рогівки ока, яка має, як відомо, типову роздільну здатність $\gamma_C = 1,0$ хвил., величина розширення променя $\Delta\gamma_C = 1,0$ хвил. реалізується для призми $PD \approx 20,0 \Delta$, тобто за цих умов параметр $K_C = \Delta\gamma_C/\gamma_C = 1,0$.

Для зазначеної призми $PD = 20,0 \Delta$ обчислена в роботі [174] зона кутового хроматизму $\Delta\varphi \approx 32$ хвил., тому для виконання умови однаковості відносного розширення $K_A = K_C$ при формуванні з такою призмою зображень штрихів на екрані із збільшенням $(f_2/f_1) \approx 21$ необхідно розміщувати досліджувані призми на відстані $L_E = 36$ см від екрану.

Аналогічно, для відстані $D_0 = 30$ мм критерій подібності $K_A = K_C$ реалізується для призми $PD = 14,0 \Delta$, для якої згідно результатів моделювання [174] зона хроматизму $\Delta\varphi \approx 22$ хвил., тому відстань L_E має становити ~ 51 см.

Таким чином, вибір відстані D_0 безпосередньо впливає на вибір відстані L_E для задоволення обраного критерію подібності $K_A = K_C$.

При стандартних офтальмологічних дослідженнях при встановленні мікропризм в пробну оправу мало хто звертає увагу на вибір відстані D_0 . Однак для точного математичного моделювання таких досліджень значення D_0 вельми важливі, тому що від них залежить вибір відстані спостереження L_E . Оскільки значення D_0 реально може бути 20–30 мм, подальше моделювання процесу тестування зору з призмами проводилось для обох відповідних відстаней $L_E = 36$ та 51 см.

При вимірюваннях роздільної здатності зображень проблемою є істотна відмінність між спектральною чутливістю ока людини та світловою ефективністю фотодіода ФД288А, тобто око на відміну від фотоприймача формує зовсім іншу зорову картину. Зображення для різних довжин хвиль розмиваються і перекриваються внаслідок хроматизму білого світла. Око їх розрізняє, оскільки вони мають різний колір, а фотоприймач реєструє різнокольорові зображення як однакові, але з різною інтенсивністю внаслідок різної спектральної чутливості фотодіоду.

На рис. 6.6-а наведено зображення тестового об'єкта через мікропризму $PD = 20,0 \Delta$ на поверхні фотодіода, а на рис. 6.6-б – запис сканування цього ж зображення щілиною фотодіода. Темний фон і зображення штрихів тестового

об'єкта фотодіод реєструє досить впевнено, але червоно-синє зображення фону відображається єдиним загальним піком інтенсивності.

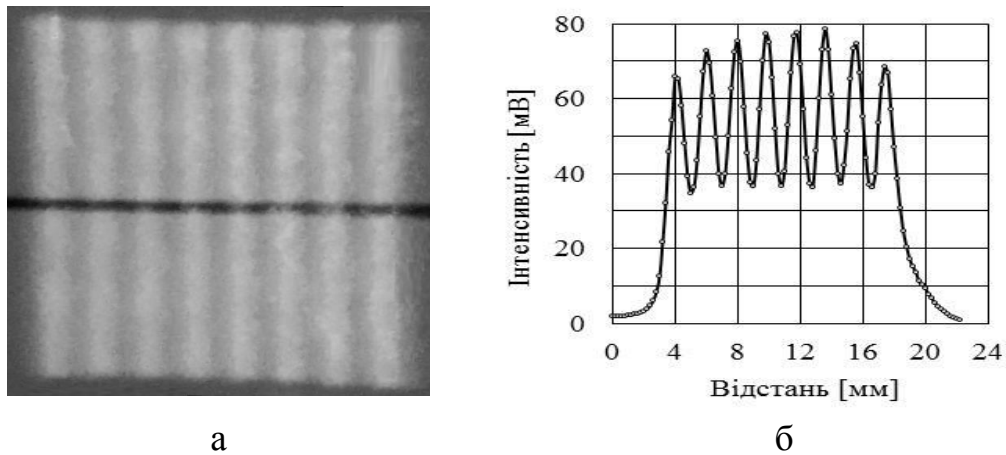


Рис. 6.6. Зображення тестового елемента *M4H10* через мікропризму $PD = 20,0 \Delta$ на фотодіоді (а) и запис сканування зображення щілиною (б)

Для моделювання кривої чутливості ока людини найчастіше використовується комбінація кольорових світлофільтрів *ЗС-8* і *ЖЗС-18* певних товщин [170]. На рис. 6.7 наведені характеристики фільтрів *ЗС-8* і *ЖЗС-18* з каталогу кольорового скла [175], а також характеристики спектральної чутливості ока (*СХ*) та фотодіоду *ФД188А* (*ФД*) [106].

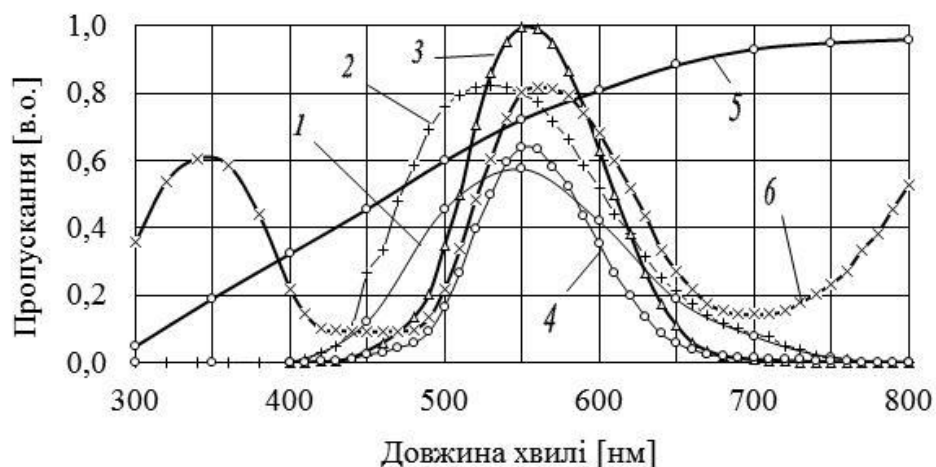


Рис. 6.7. Спектральні характеристики деяких оптичних пристроїв:
1- *ЗС-8+ФД*; 2- *ЗС-8*; 3- *СХ*; 4- *ЗС-8+ЖЗС-18*; 5- *ФД*; 6- *ЖЗС-18*.

Зазначимо, що фотодіод *ФД288А* має максимальну світлову чутливість в далекій червоній частині видимого спектру (рис. 6.7, крива 5), а максимум

чутливості ока людини знаходиться в зеленій області спектра $\lambda \sim 0,555$ мкм (рис. 6.7, крива 3).

Для адаптації спектральної характеристики фотоприймача до чутливості ока людини при освітленні об'єкта джерелом типу А нами також використовувались зазначені світлофільтри ЗС-8 і ЖЗС-18. Вони мають високий коефіцієнт поглинання за межами області пропускання, є неселективними і мають низький коефіцієнт поглинання в робочій спектральній області, тому з допомогою них можна виділити необхідний видимий спектральний діапазон.

Однак ці світлофільтри істотно зменшують коефіцієнт пропускання світла. Використання комбінацій фільтрів ЗС-8+ЖЗС-18 майже на порядок зменшує загальну інтенсивність реєстрованих сигналів і ускладнює реєстрацію слабких світлових потоків на рівні шумів, що зазвичай і відбувалося при експериментальних дослідженнях. Для істотного зменшення світлових шумів і засвічування від сторонніх джерел світла були використані відповідні діафрагми і антиблікові бленди.

В результаті пробних експериментів було встановлено, що для адаптації спектральних характеристик ока людини і фотоприймача слід використовувати комбінацію фільтрів ЗС-8+ЖЗС-18, які знижують світловий потік, зате найбільш точно відтворюють спектральну чутливість ока.

Можливості створеного експериментального стенду показують графіки на рис. 6.8. Наведено розподіл на екрані інтенсивності зображень різних елементів тестовій *Mipu M4* для мікропризми $PD = 0 \Delta$ (прозора скляна пластинка), яка була розміщена на відстані $L_E = 36$ см від екрану.

Використовуючи калібрувальні дані для зазначеної оптичної схеми, можна визначити два важливих параметри стенду, які необхідні для подальших досліджень:

– контраст зображень на екрані k_A ;

– апаратну функцію установки R_{A0} , яку будемо ототожнювати з отриманою мінімальною кутовою відстанню між штрихами в зображеннях елементів *Miri* на екрані.

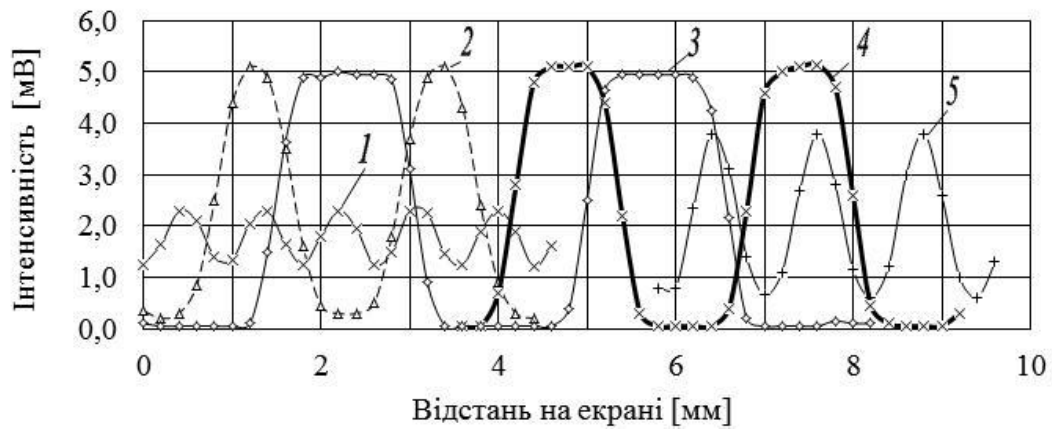


Рис. 6.8. Типова картина розподілу інтенсивності для деяких елементів H_i тестового об'єкту *M4* на екрані для мікропризми $PD = 0,0 \Delta$:
1– *M4H25*; 2– *M4H10*; 3– *M4H01*; 4– *M4H06*; 5– *M4H20*

Величину контрасту k_A формально можна обчислити за формулою (6.1), де I_F – інтенсивність фону зображення, а I_A – інтенсивність зображення елемента тестової *Miri* на екрані, тобто на реєструючої щілини фотоприймача. Графік залежності значень k_A від номера елемента тестової *Miri* наведено на рис. 6.9.

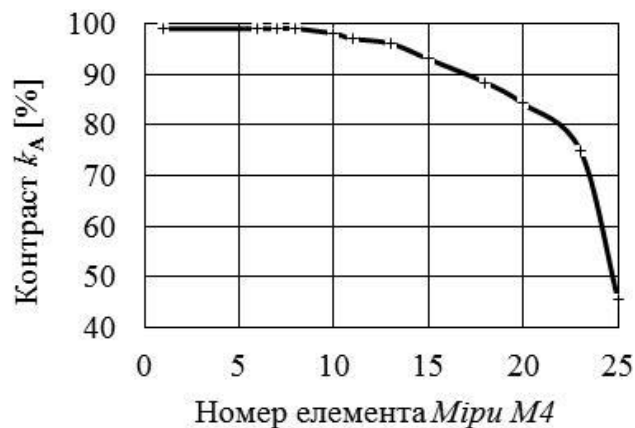


Рис. 6.9. Контраст k_A зображень елементів тестової *Miri* *M4* для мікропризми $PD = 0,0 \Delta$

Реальне значення k_A , яке відповідає досить великим розмірам зображення на екрані або великим кутам спостереження (тестові елементи

$M4H10-M4H01$), становить $\approx 98\%$, що повністю відповідає вимогам [156] щодо характеристик тестових висококонтрастних офтальмологічних таблиць. Зі зменшенням розмірів штрихів тестової *Miri* контраст зображень на екрані, формально визначений згідно виразу (6.1), знижується. Це пов'язано з розширенням зображення в результаті впливу дефектів оптики і явищ хроматизму та дифракції, а не зі зміною реального контрасту зображень.

Математично процедура визначення зміни роздільної здатності зображень подібна вимірюванню їх контрасту, але в першому випадку вираз (6.1) використовується для фактичного порівняння інтенсивності чорного і білого кольорів штрихів різних елементів тестовій *Miri*, а в другому випадку розрахунки згідно (6.1) лише характеризують ступінь перекриття зображень штрихів та фону внаслідок розмиття зображень.

Для останнього випадку будемо називати величину провалу між максимальними і мінімальними інтенсивностями зображень на екрані теж контрастом, хоча насправді вона лише характеризує ступінь перекриття зображень внаслідок різних чинників, насамперед дифракції на мікрорельєфі і дефектів оптичних поверхонь.

Для ілюстрації наявності таких дефектів на рис. 6.10 наведено розподіл інтенсивності тестового об'єкта на екрані для оптичного пластику "Plexiglas XT" фірми "Rohm Degussa" (ФРН), з якого в ІПРІ НАН України виготовляються мікропризмові елементи. Зображення тестових штрихів на рис. 6.10-а відносяться до пластикової заготовки мікропризмового елемента, а на рис. 6.10-б наведено зображення цієї ж заготовки після проходження стандартного процесу термопресування [52] без формування на ній будь-якого мікропризмового рельєфу.

Спостерігається помітне зниження роздільної здатності зображень після проходження заготовкою процесу термопресування, обумовлене появою в матеріалі внутрішніх напружень, які призводять до оптичних дефектів і локальних змін показника заломлення речовини.

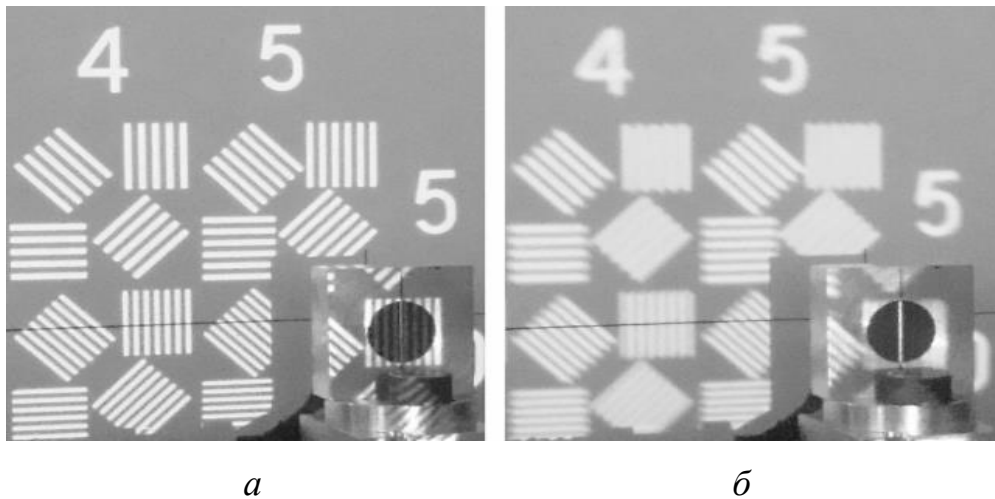


Рис. 6.10. Розподіл інтенсивності зображень на екрані штрихів тестової *Міри М4*: *а*– заготовка до термопресування, *б*– після термопресування

Розподіл напруг в зазначеному пластику, отримане за допомогою полярископа-поляриметра типу *ЛКС-250М*, наведено на рис. 6.11. Абсолютно різні оптичні характеристики досліджуваного матеріалу до і після процесу термопресування свідчать про необхідність оптимізації цього процесу, що вимагає проведення спеціальних досліджень з метою відпрацювання оптимальних режимів термопресування і мінімізації внутрішніх напружень при виготовленні мікропризмових елементів.

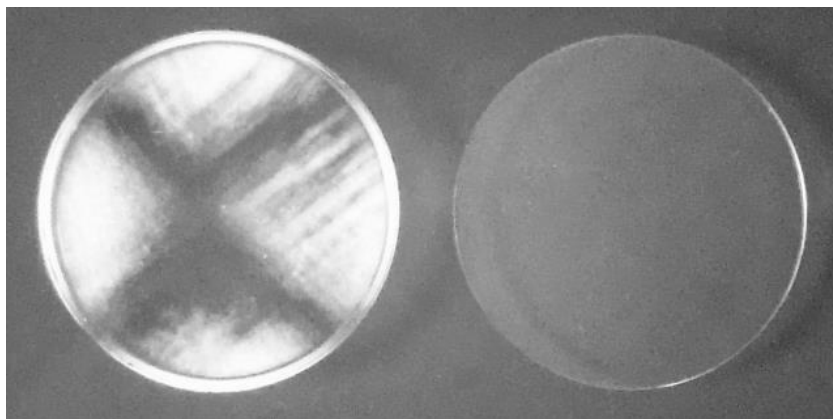


Рис. 6.11. Розподіл напруг в оптичному пластику "Plexiglass XT"
(а) після та (б) до процесу термопресування

У відповідності з критерієм Релея [20] будемо вважати штрихи на екрані розділеними, якщо провал інтенсивності між двома сусідніми

максимумами зображень складає $\approx 20\%$, що визначає мінімальне значення контрасту k_A , необхідне для розрішення тестових штрихів.

Величину роздільної здатності зображень будемо характеризувати кутовою відстанню між штрихами цього зображення R_A . Фактично це є величина γ_A , яка визначена для певного значення контрасту k_A . В наших експериментах використовувались висококонтрастні тестові штрихові об'єкти, тому отримані нами результати будемо порівнювати з даними з літературних джерел для аналогічних досліджень.

Експериментально були отримані дані, аналогічні наведеним на рис. 6.9, щодо розподілу інтенсивності зображень на екрані штрихових елементів $M4H06-M4H25$ тестової *Міри М4* для всіх мікропризм з діагностичного набору *КК-42* призматичною дією від 0,5 до 30,0 Δ .

При вимірюваннях досліджувані призми розміщувались на відстані $L_E = 36$ см до екрану. Всі інтенсивності реєструвались в зеленій зоні спектра із застосуванням комбінації кольорових світлофільтрів *ЗС-8+ЖЗС-18*.

На рис. 6.12 наведена залежність контрасту зображень штрихів k_A від кутових розмірів зображення γ_A , які в подальшому використовувались для обчислення роздільної здатності R_A .

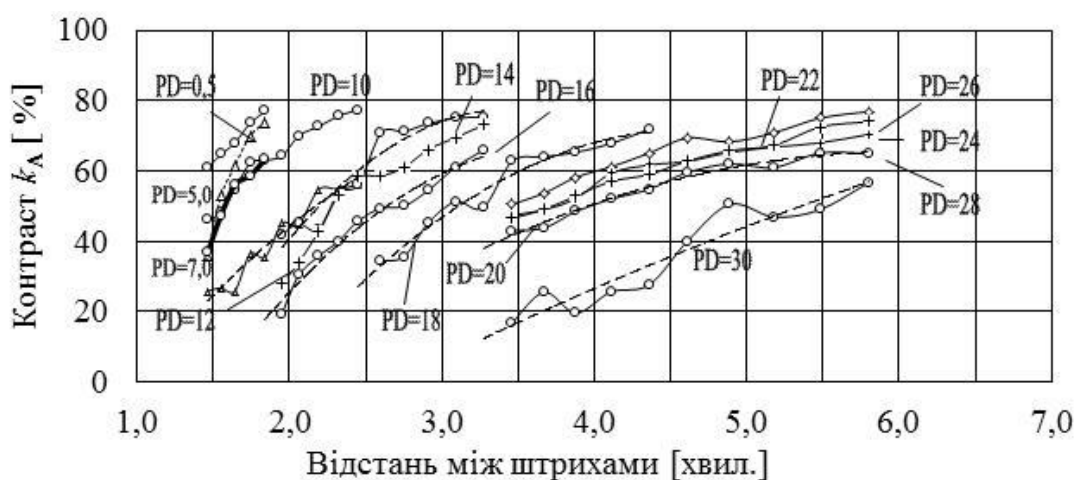


Рис. 6.12. Контраст зображень елементів *Міри М4* для модифікованих мікропризм Френеля

Для підвищення точності вимірювань при використанні світлофільтрів, роздільна здатність R_A в даній серії вимірювань визначалась при значенні контрасту $k_A = 60 \%$. При обчисленнях відносної роздільної здатності тестових зображень $V_A = R_A / R_{A0}$ в якості еталону для порівняння було обрано мікропризму $PD = 0,5 \Delta$, для якої хроматичні ефекти практично відсутні, тому можна вважати, що для цієї призми $R_{A0} = 100 \%$.

Таким чином, при даних вимірюваннях апаратна функція установки R_{A0} була ідентифікована з розміром зображення на екрані пари "штрих–фон" елемента № 25 *Miri M4* (елемент *M4H25*), яке становить $d_A = 900$ мкм або в кутових одиницях $\gamma_A = 1,46$ хвил. для мікропризми $PD = 0,5 \Delta$.

Відносна роздільна здатність зображення V_A для досліджуваних мікропризм при наявності світлофільтрів визначалась для призми $PD = 0,5 \Delta$ при значенні $k_A = 60 \%$ по відношенню до кутового розміру $R_{A0} = 1,46$ хвил. зображення еталонного елемента *M4H25* до кутового розміру R_A зображення відповідного елемента *Miri* для певної досліджуваної мікропризми для такого самого значення $k_A = 60 \%$:

$$V_A = R_{A0} / R_A \quad (6.4)$$

Результати вже перших експериментів показали, що значення R_A при фіксованому значенні контрасту k_A для будь-якого обраного тестового елемента *Miri* істотно збільшується із зростанням призматичної дії мікропризм, а значення V_A відповідно знижується.

Використовуючи вираз (6.4), легко отримати кількісну оцінку зниження відносної роздільної здатності зображень на екрані V_A для всіх досліджуваних мікропризм. При відповідному калібруванні отримані значення відносної роздільної здатності V_A можна ототожнити з гостротою зору V_C пацієнта при традиційних обстеженнях з використанням тестових офтальмологічних таблиць.

6.4. Результати моделювання та експериментів з вимірювання роздільної здатності тестових оптичних елементів та гостроти зору

Для визначення співвідношення між роздільною здатністю V_A зображень текстових штрихових елементів для різних мікропризм і гостротою зору V_C в залежності від призматичної дії мікропризм було проведено спеціальне калібрування стенду.

Мікропризма $PD = 10,0 \Delta$ встановлювалася на різних відстанях L_E до екрану і вимірювався контраст k_A зображень різних елементів тестової *Міри М4*. Еталонне значення R_{A0} для різних значень L_E вимірювалося для мікропризми $PD = 0,5 \Delta$. Значення контрасту k_A , отримані для цих двох мікропризм, наведені на рис. 6.13. У цих тестах була застосована комбінація кольорових фільтрів *ЗС-8+ЖЗС-18*.



Рис. 6.13. Контраст зображень елементів тестової *Міри М4* для різних відстаней L_E

Використовуючи наведені дані, визначались кутові розміри R_A і відповідні відносні значення роздільної здатності $V_A = R_{A0} / R_A$ для зображень різних елементів тестової *Міри М4* для досліджуваної мікропризми $PD = 10 \Delta$

для значення контрасту $k_A = 60\%$ при незмінних всіх інших умовах експерименту.

Еталонне значення R_{A0} і в цьому випадку вимірювалося для мікропризми $PD = 0.5 \Delta$. Вибір еталонного елемента, для якого гострота зору $V_{S0} = 1,0$, є важливим фактором для ототожнення відносної роздільної здатності V_A з абсолютним значенням гостроти зору V_C . На нашу думку, таким еталоном для переходу від відносних вимірювань V_A до абсолютних значень V_C може бути саме мікропризма $PD = 0.5 \Delta$. Гостроту зору V_C для цієї призми можна вважати рівною 100 %, оскільки так завжди визначається при традиційних офтальмологічних дослідженнях з тестовими таблицями.

В результаті попередніх калібрувальних вимірювань встановлено, що для мікропризм невеликої призматичної дії $PD = 0,0; 0,5; 1,0 \Delta$ відносна роздільна здатність V_A слабо залежить від точки розміщення мікропризми на оптичній осі стенда. Значення V_A для цих мікропризм для $L_E = 36, 41, 51$ см практично однакові. Це пов'язано з тим, що характер залежності R_A від L_E практично однаковий для мікропризм різної призматичної дії.

Таким чином можна зробити висновок, що значення $V_A = R_{A0} / R_A$ в основному визначається властивостями власне мікропризм і в набагато меншій мірі залежить від умов вимірювань.

Однак від відстані до екрану L_E залежить абсолютне значення контрасту зображень k_A , який збільшується із зростанням відстані. Для значень $L_E > 51$ см криві контрасту при зменшенні розміру тестових штрихів сходяться до своєї граничної роздільної здатності, який визначається вже не властивостями мікропризм, а апаратною функцією стенду. Тому всі подальші вимірювання були проведені для незмінного значення $L_E = 51$ см.

Основна мета наших експериментів з вимірювання роздільної здатності призм – отримання в широкому діапазоні призматичного дії порівняльних оптичних характеристик монопризм і мікропризм різних виробників.

Особливий інтерес представляють дослідження мікропризм $PD < 10,0 \Delta$. Як відзначають численні дослідники [44, 51, 168, 169] при

використанні цих мікропризм пацієнти практично не помічають їх впливу на гостроту зору. Однак зрозуміло, що внаслідок хроматизму і дифракції такий вплив, безумовно, буде.

Окрім того, важливим фактором є одержання даних про оптичні характеристики різних мікропризм в одному і тому ж дослідженні з використанням нового більш точного методу вимірювань.

Після калібрування стенду експериментальні дані з відносної роздільної здатності зображень тестових штрихових елементів V_A , дійсно, відображають значення гостроти зору V_C . Важливим питанням при отриманні абсолютних значень вимірюваного зниження гостроти зору V_C з відносних значень роздільної здатності V_A є вибір еталона для порівняння.

У нашому розпорядженні був діагностичний набір монопризм високої оптичної якості, виготовлений компанією "Gulden Ophthalmics" (США), тому монопризма $PD = 0,5 \Delta$ з цього набору і була прийнята в якості еталонної.

Необхідно відзначити, що при малих значеннях призматичного дії ($PD = 0,5\text{--}1,0 \Delta$) зменшення роздільної здатності зображень тестових штрихів для монопризм "Gulden Ophthalmics" (США) і жорстких мікропризм ІПРІ НАН України виявилось однаково малим. Тому вибір еталонної призми малої сили практично не впливає на результати щодо зниження роздільної здатності для призм великої призматичної дії.

На першому етапі заключних експериментів були детально досліджені монопризми "Gulden Ophthalmics". Криві контрасту k_A для цих монопризм в діапазоні $PD = 0,5\text{--}30,0 \Delta$ наведені на рис. 6.14.

Характеристики, аналогічні наведеним на рис. 6.14, є вихідними даними для отримання значень роздільної здатності R_A і відносної роздільної здатності зображень $V_A = R_A / R_{A0}$, які будемо ототожнювати з гостротою зору V_C при порівнянні з даними інших авторів.

Порівняння роздільної здатності $V_A = R_A / R_{A0}$ зображень для різних призм в цілях підвищення точності всіх вимірювань інтенсивностей бажано

виконувати при заздалегідь заданому значенні контрастності, що перевищує 20,0 %, наприклад для $k_A = 40,0\text{--}60,0\%$.

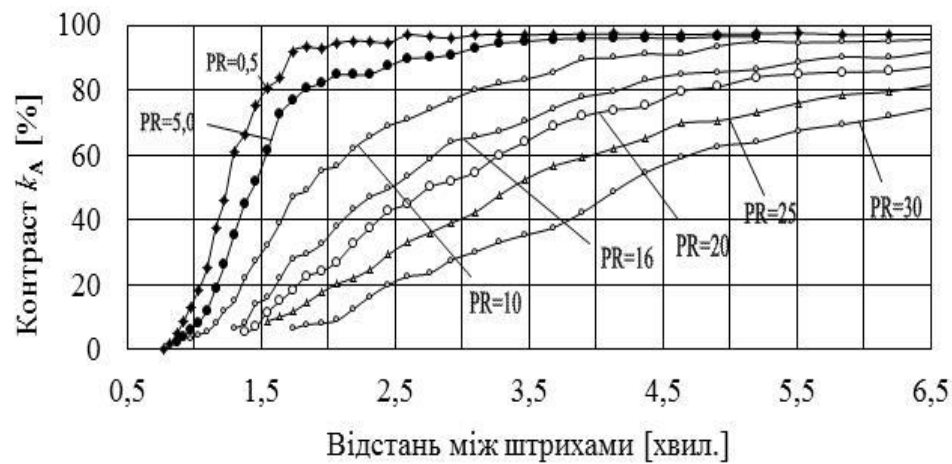


Рис. 6.14. Контраст зображень тестових штрихів *Міри М3–М5* для монопризм "Gulden Ophthalmics" (США)

Калібрувальні розрахунки значень V_A для різних рівнів контрастності k_A за отриманими значеннями R_A нами виконані для монопризм "Gulden Ophthalmics" (США). Деякі з отриманих результатів ілюструються рис. 6.15.

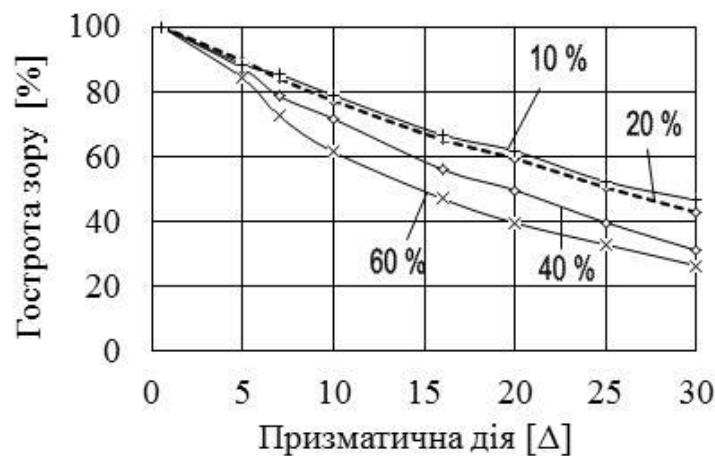


Рис. 6.15. Залежність V_A від дії PD для різних значень контрасту k_A

Однак, як це свідчать дані, наведені на рис. 6.15, існує залежність V_A від параметра k_A , для якого ці значення V_A були розраховані. Залежність більш помітна для монопризм з великою призматичною дією. Цей ефект обумовлений різним характером залежності контрасту k_A від кутової

роздільної здатності тестових штрихів R_A для мікропризм малої призматичної дії $PD = 0,5\text{--}10,0 \Delta$ і великої $PD = 20,0\text{--}30,0 \Delta$ призматичної дії. Тому для максимальної ідентичності значень роздільної здатності V_A , отриманих електронним способом, і гостроти зору V_C , отриманої за допомогою тестових офтальмологічних таблиць, вимірювання роздільної здатності тестових зображень в подальшому нами було виконано всі ж для значення $k_A = 20,0 \%$, визначеного за формулою (6.1).

Роздільна здатність $V_A = R_A / R_{A0}$ визначалась за наступною методикою (рис. 6.16). У фокусі коліматора оптичної системи експериментального стенду розміщується вибраний елемент тестової *Miri* і для точок (k_{01} , k_{02}) зображення елемента на екрані визначається його початковий контраст k_{A0} , який повинен бути не менше 95–97 %. Це свідчить про добре фокусування зображення і про належне юстування щілинної діафрагми фотодетектора, яка повинна розташовуватись паралельно зображенням тестових штрихів на екрані.

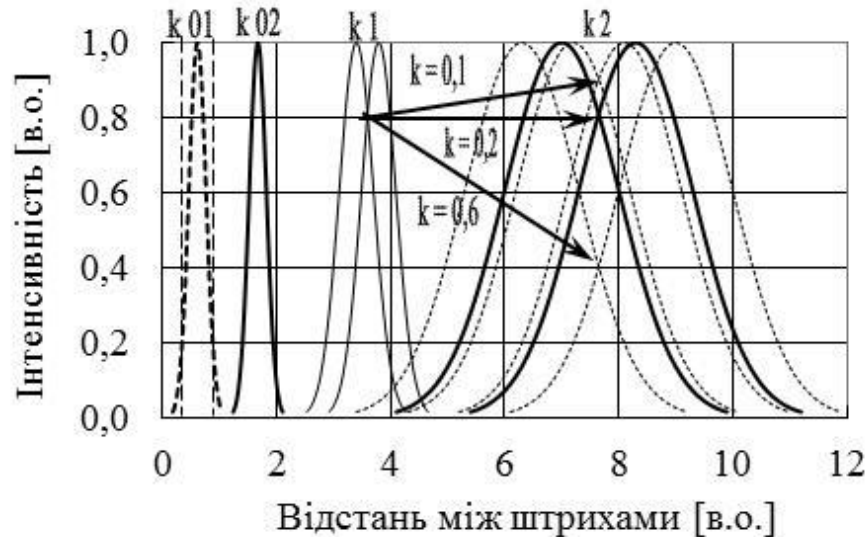


Рис. 6.16. Схема визначення роздільної здатності

Потім на осі оптичної системи розташовується еталонна призма і для неї шляхом зміни елементів H_M штрихової *Miri* реєструється крива контрасту $k_A = f(H_M)$. З отриманої залежності k_A для рівня контрасту

$k_A = 20,0 \%$ для точки k01 визначається кутова роздільна здатність тестових зображень штрихів R_{A0} для еталонної призми.

Після цього на оптичну ось стенду встановлюється досліджувана призма. Аналогічним чином реєструється крива контрасту $k_A = f(H_M)$ і для цієї призми підбирається такий елемент H тестової *Miri*, для якого контраст $k_A = 20,0 \%$. Значення кутової роздільної здатності R_A для цього елемента H_M у відповідній точці k02 застосовується для розрахунку відносної роздільної здатності зображення $V_A = R_A / R_{A0}$ для даної досліджуваної призми.

В цілях підвищення точності вимірювань заключні етапи вимірювань інтенсивностей були проведені без використання кольорових світлофільтрів, що дозволило підвищити роздільну здатність тестових зображень штрихів до максимального розрахункового значення $\gamma_A = 0,773347$ хвил. Це значення відповідає елементу *H24 Miri M3*. У цих вимірюваннях контрасту k_A відстань спостереження $L_E = 51$ см.

Особливий інтерес викликають дослідження мікропризм малої призматичної дії. Як зазначено в [44, 51], при використанні мікропризм малої призматичної дії $PD < 10,0 \Delta$ пацієнти не помічають їх впливу на гостроту зору. Дані [168, 169] свідчать, що призми $PD < 5,0 \Delta$ також практично не впливають на V_C . Однак зрозуміло, що такий вплив має бути внаслідок хроматизму і дифракції білого світла на мікрорельєфі [20], причому ефект буде зростати зі збільшенням сили призми.

На заключному етапі експериментів були досліджені все мікропризми призматичною дією від 0,5 до 30,0 Δ з модернізованого діагностичного набору *KK-42* виробництва ІПРІ НАН України, а також всі наявні у нас гнучкі мікропризми компанії "3М" (США) призматичною дією від 7,0 до 25,0 Δ . Результати вимірювань контрасту k_A для цих мікропризм наведені на рис. 6.17–6.18.

Далі з отриманих залежностей $k_A = f(H_M)$ для рівня контрасту $k_A = 20,0 \%$ для кожної з досліджених призм розраховувалися значення

роздільної здатності R_A , які на кінцевому етапі використовувалися для визначення гостроти зору $V_A = R_A / R_{A0}$.

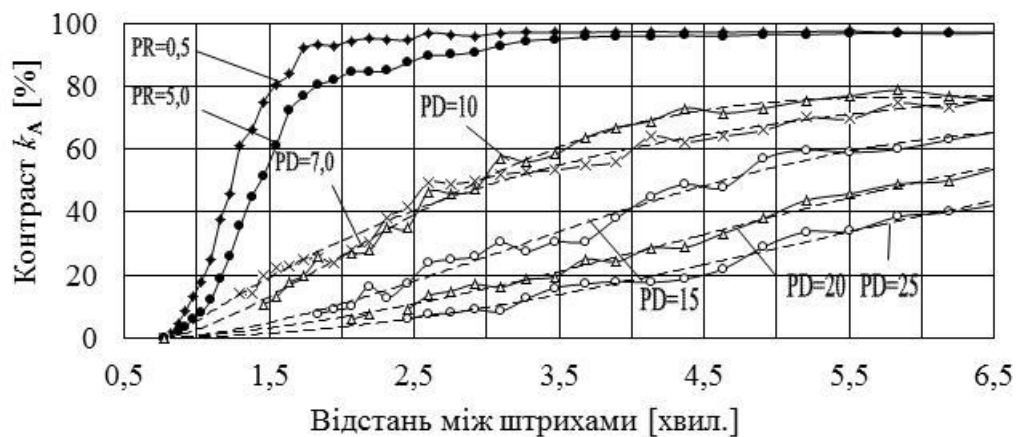


Рис. 6.17. Контраст зображень тестових штрихів
Міри МЗ–М5 для мікропризм "ЗМ" (США)

У прикінцевих експериментах, які проводилися без застосування кольорових світлофільтрів, в якості еталонної призми використовувалася монопризма "Gulden Ophthalmics" (США) дією $PD = 0,5 \Delta$. Крива контрасту $k_A = f(H_M)$ для неї практично збігається з контрастом зображень тестових штрихів при відсутності призми. Фактично ця крива і є апаратною функцією експериментального стенду.

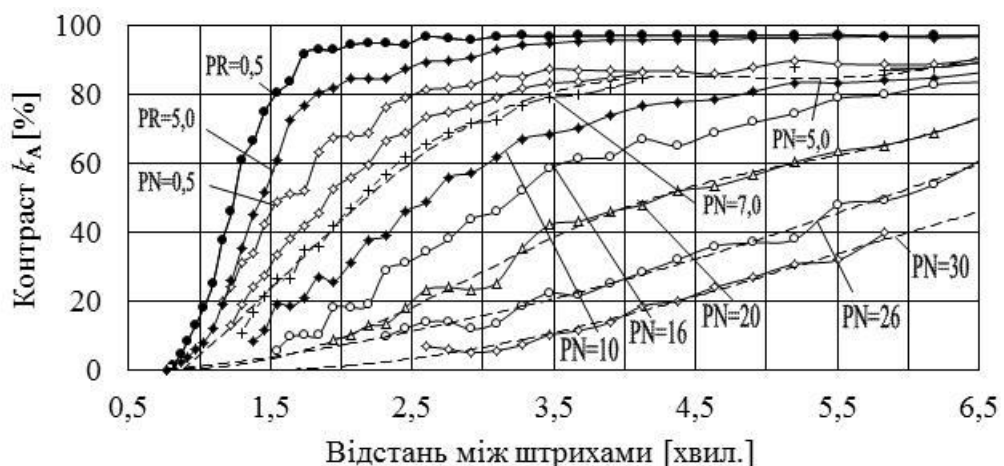


Рис. 6.18. Контраст зображень тестових штрихів
Міри МЗ–М5 для мікропризм ІПРІ НАН України

На рис. 6.19 наведені отримані після калібрування експериментального стенду значення гостроти зору $V_A = V_C$ для монопризм "Gulden Ophthalmics"

(США) (крива 1), гнучких плівок "3MTMPress-OnTMPrisms" (США) (крива 2) і жорстких модифікованих мікропризм ІПРІ НАН України (крива 3). Наведені дані свідчать, що всі досліджені призми знижують гостроту зору V_C у всьому діапазоні зміни їх призматичної дії.



Рис. 6.19. Залежність гостроти зору від призматичної дії призми різних виробників

Найменше зниження (крива 1) отримано для монопризм "Gulden Ophthalmics" (США), що і слід було очікувати. Жорсткі модифіковані мікропризми ІПРІ НАН України з захищеним герметизованим мікрорельєфом також виявили добру оптичну якість (крива 2).

Найбільше зниження гостроти зору зафіксовано для гнучких плівок з відкритим мікрорельєфом "3MTMPress-OnTMPrisms", які виробляються компанією "3M" (США) (крива 3).

При використанні призми пацієнти не спостерігають погіршення чіткості зображень оптотипів, поки кутове розширення $\Delta\gamma_C$ тестового зображення об'єкта на сітківці ока не зрівняється з кутовим відстанню γ_C між окремими елементами оптотипів, що для стандартних офтальмологічних тестових таблиць становить $\gamma_C \approx 1$ хвил. для гостроти зору $V_C = 1,0$. Із зростанням призматичного дії мікропризм значення $\Delta\gamma_C$ збільшується внаслідок хроматичних аберацій і наближається до значення γ_C , тому гострота зору пацієнтів V_C починає знижуватися.

На рис. 6.20 наведені отримані раніше методом опитування пацієнтів дані досліджень гостроти зору V_s , виконані Вероні–Тротман [44] для гнучких

плівок "3М" (крива 1) і для жорстких призм "3М" (крива 2); Гріффітс і Коттон [51] (крива 3); Шевколенко [168] (крива 4), Мелліною [169] (крива 5). Дані Катца [176] (крива 6) практично збігаються з результатами [51] для мікропризм $PD = 20,0\text{--}30,0 \Delta$ "3МTMPress-OnTMPrisms" і дуже близькі до даними, отриманими нами для мікропризм ІПРІ НАН України (крива 8).

Крім того, на рис. 6.20 для порівняння наведені отримані нами значення V_C для монопризм "Gulden Ophthalmics" (США) (крива 7), для жорстких мікропризм ІПРІ НАН України (крива 8) і для гнучких плівок з мікрорельєфом "3МTMPress-OnTMPrisms" (США) (крива 9), які ідентичні кривим 1–3 на рис. 6.19.

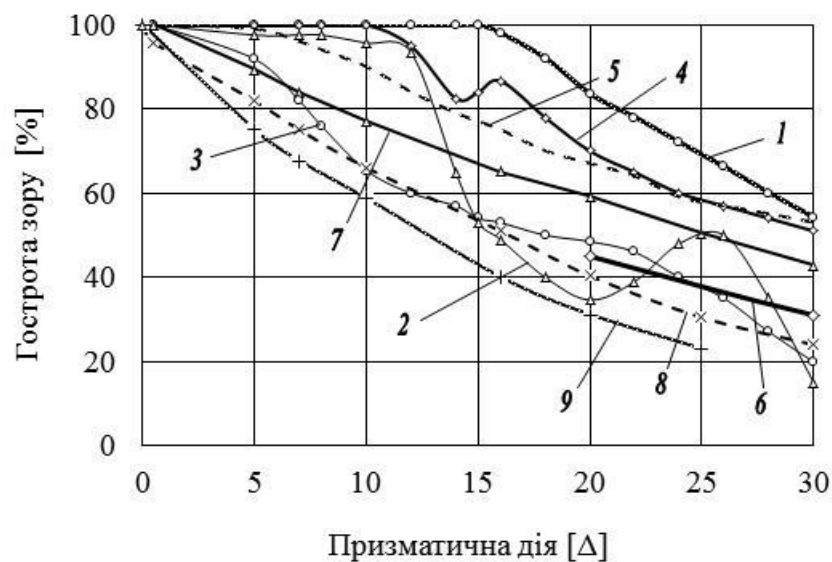


Рис. 6.20. Гострота зору V_C в залежності від призматичної дії деяких призм

Відмінності в кривих (6) і (9), які відносяться до мікропризмових плівок "3МTMPress-OnTMPrisms", можуть бути обумовлені низькою якістю конкретних зразків досліджених мікропризм (вони були виготовлені в 1990-х роках). Цей факт ще раз підтверджує те, що оптична якість мікропризм з відкритим рельєфом з часом в процесі експлуатації помітно погіршується.

Крива (7) на рис. 6.20 відповідає мінімальному зниженню роздільної здатності, оскільки якість монопризм "Gulden Ophthalmics" найкраща з усіх нами досліджених призмових об'єктів. Крім того, ці дані отримані нами

електронним способом за допомогою фотодетектора без участі пацієнтів та їх суб'єктивних відчуттів, які впливають на результати вимірювань.

Здається очевидним, що вище кривої (7) всі експериментальні точки для інших призм, отримані в результаті опитування пацієнтів, розташовуватися не повинні. Однак деякі експериментальні значення V_C (криві 1–5), отримані авторами [44, 51, 168, 169], розташовуються вище кривої (7). Це може бути пояснено, принаймні, двома причинами:

- низькою точністю використовуваного зазначеними авторами методу визначення гостроти зору шляхом опитування пацієнтів;
- високою ефективністю ока, як детектора зорових образів.

Основним в отриманих нами експериментальних даних є те, що вперше було чітко встановлено зниження роздільної здатності V_A , або гостроти зору V_C , для призм невеликої призматичної дії. Таке зниження було встановлено як для мікропризм, так і монопризм, що раніше не було очевидно.

Ці дані ще раз підтверджують те, що причиною зниження роздільної здатності для призм є саме хроматизм білого світла, значення якого однаково як для монопризм, так і мікропризм і залежить тільки від сили призми.

Зі збільшенням призматичної дії мікропризм гострота зору V_C помітно знижується. Наприклад, для мікропризми $PD = 30,0 \Delta$, виготовленої в ІПРІ НАН України, отримане нами зниження гостроти зору складає 74 %, що дещо перевищує дані, отримані Шевколенко [168] і Мелліною [169], які отримали зниження $\Delta V_C \approx (50-55) \%$ для мікропризми $PD = 30,0 \Delta$ при початковій гостроті зору пацієнтів $V_C = 1,0$.

Результати Вероні–Тротман [44] для жорстких призм "3М" (рис. 6.20, крива 2) досить суперечливі, враховуючи, що експериментальні дані для призми $PD = 20,0 \Delta$ за висновками самої авторки занижені із-за низької якості виготовлення цієї мікропризми, а значення $V_S = 18 \%$ для призми $PD = 30,0 \Delta$, вочевидь, просто занижено.

Для жорстких мікропризм $PD = 24,0\text{--}30,0 \Delta$ зниження гостроти зору [44, 168], отримане з допомогою тестових офтальмологічних таблиць, істотно менше значень для гнучких мікропризових плівок "3MTMPress-OnTMPrisms" [44, 51] і для модифікованих мікропризм ІПРІ НАН України [169], які практично збігаються.

Зазначена відмінність виходить за рамки похибок вимірювань, тому потрібні додаткові дослідження. Можливо, цей ефект обумовлений специфікою установки призм в пробну оправу і умовами опитування пацієнтів в різних дослідженнях.

На наш погляд, більш точними є дані вимірювань, наведені в [168, 169, 176]. Зниження гостроти зору ΔV_C внаслідок хроматизму і дифракції білого світла для модифікованих мікропризм ІПРІ НАН України $PD = 30,0 \Delta$ за електронними даними [10, 106] становить $\approx 75 \%$, що необхідно враховувати при використанні мікропризм для лікування косоокості.

Зазначимо, що отримане зниження гостроти зору V_C для монопризми $PD = 30,0 \Delta$ "Gulden Ophthalmics" становить $\approx 57 \%$ (рис. 6.21, крива 7). Цей факт є прямим наслідком хроматизму, оскільки для цієї монопризми на відміну від усіх мікропризм відсутній ефект дифракції на мікрорельєфі. Також немає будь-яких оптичних і механічних дефектів, оскільки якість цієї монопризми дуже висока.

Характер залежності V_C від значень PD повністю корелює з отриманою нами [106] теоретичною залежністю зони хроматизму від призматичної дії призм (див. рис. 6.1). Цей факт також підтверджує важливу роль дисперсії білого світла в зниженні гостроти зору.

Для всіх досліджених мікропризм на відміну від монопризм зниження роздільної здатності більш помітно, оскільки крім хроматизму на них в повній мірі впливає дифракція. Не можна відкидати і вплив оптичних дефектів матеріалу мікропризм, а також дефектів і механічних пошкоджень відкритих робочих оптичних поверхонь деяких мікропризм, зокрема "3M".

Ці міркування підтверджуються і результатами дослідження оптичних властивостей мікропризм за допомогою лазера. На рис. 6.21 показаний розподіл інтенсивності світла з довжиною хвилі $\lambda = 0,532$ мкм після його проходження через деякі призми дією $PD = 10,0 \Delta$. На рис. 6.23 показані аналогічні дані для призми $PD = 25,0 \Delta$.

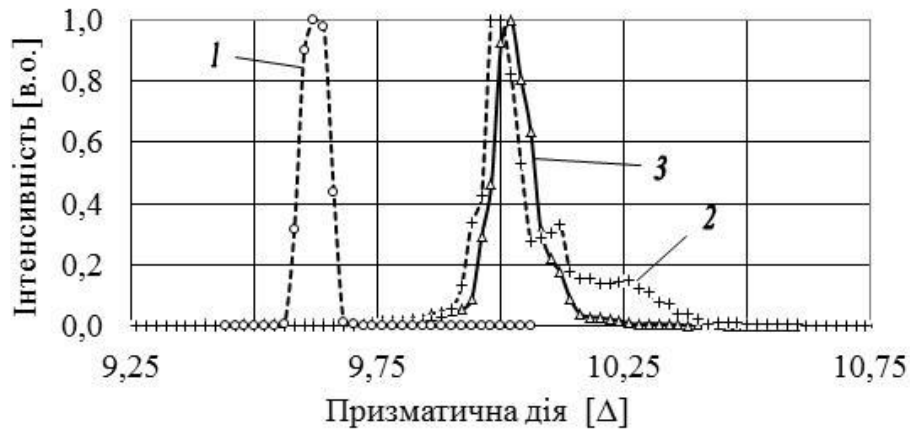


Рис. 6.21. Результати проходження лазерного променя через мікропризми $PD = 10,0 \Delta$: 1– форма лазерного променя; 2– мікропризма "ЗМ"; 3– мікропризма ІПРІ НАН України

Найбільше розширення монохроматичного пучка спостерігається для мікропризм "ЗМ". Навіть для призми відносно невеликої оптичної дії $PD = 10,0 \Delta$ структура променя після мікропризми виявляється більш розмитою в порівнянні з аналогічною мікропризмою ІПРІ НАН України.

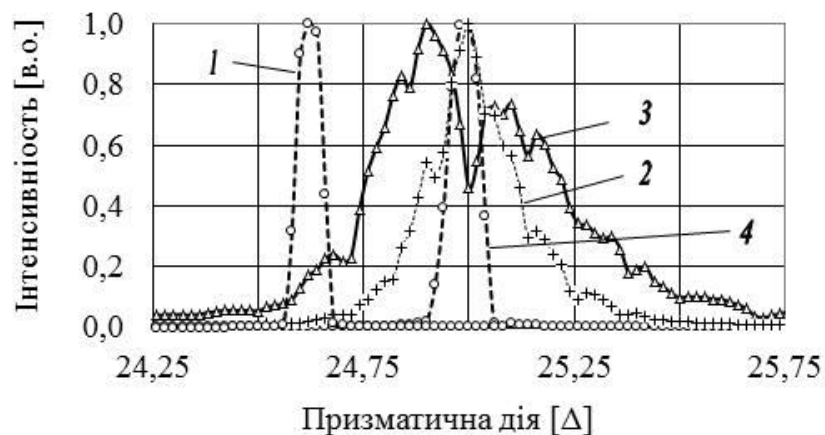


Рис. 6.23. Результати проходження лазерного променя через різні призми дією $PD = 25,0 \Delta$: 1– форма лазерного променя; 2– мікропризма "ЗМ"; 3– мікропризма ІПРІ НАН України; 4– монопризма "Gulden Ophthalmics"

Можливо, це пов'язано з особливостями конструкції призми "ЗМ" (США). Зворотний кут для цієї призми β становить близько 10 град., в той час як всі мікропризми ІПРІ НАН України виготовляються зі зворотним кутом $\beta = 1\text{--}3$ град. Менший кут β не тільки знижує віньєтування світлових променів, але і зменшує частку світла, розсіяного всередині мікропризм.

Вищесказане підтверджується рис. 6.23, на якому наведено профіль рельєфу зазначених мікропризм.

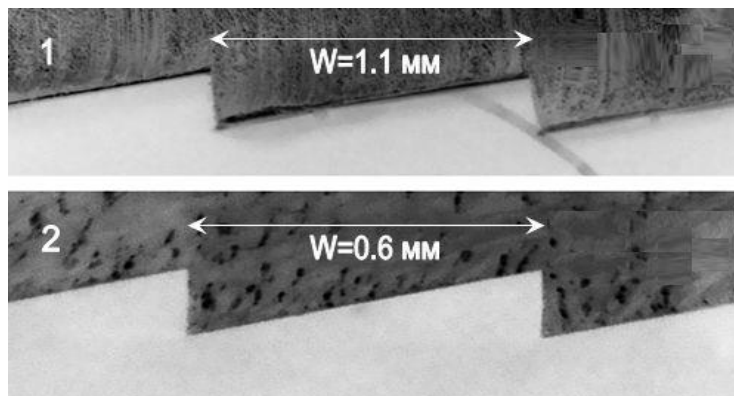


Рис. 6.23. Структура рельєфу мікропризми $PD = 10,0 \Delta$ різних виробників: 1— компанія "ЗМ" (США); 2— ІПРІ НАН України

Призми "Gulden Ophthalmics" (США) усіх номіналів призматичної дії (рис. 6.23, крива 4) практично дублюють вихідний профіль лазерного променя, що ще раз свідчить про високу оптичну якість цих монопризм.

Мікропризми ІПРІ НАН України також виявилися більш високої оптичної якості в порівнянні з мікропризмовими плівками компанії "ЗМ" (США) "ЗМTMPress-OnTMPrisms". Особливо це помітно при великих номіналах мікропризм, оскільки при малих номіналах всі досліджені мікропризми мають досить задовільні характеристики.

Так, розширення лазерного пучка для дослідженої мікропризми $PD = 25,0 \Delta$ ІПРІ НАН України складає всього $0,5 \Delta$, що повністю корелює з результатами наших розрахунків [106] зони хроматизму (рис. 6.1, формули (3.5)–(3.7)). Розширення ж променя на мікропризмі номіналу $PD = 25,0 \Delta$ компанії "ЗМ" майже в 2 рази більше, хоча крок мікрорельєфу для цієї

призми $W = 1075$ мкм істотно більше кроку $W = 600$ мкм мікропризми ІПРІ НАН України, що відповідно повинно знижувати вплив дифракції.

Для усунення ефекту дифракції, який зменшується зі збільшенням кроку рельєфу W , модифіковані мікропризми Френеля [52] виготовляються з кроком $W = 600$ мкм. Для такого кроку дифракційні ефекти вже не настільки великі, а дискретність зорових образів, які реєструє око людини, ще практично непомітна.

Для зменшення ефекту хроматизму модифіковані мікропризми в діагностичних лінійках [100] на відміну від мікропризм з набору *КК-42* [52], виготовляються з використанням двох ідентичних мікропризм, призматична дія кожної з них приблизно в 2 рази менше сумарного. Крім того, всі мікропризми в ІПРІ НАН України виготовляються з ПММА. Для цього пластика зона хроматизму $\Delta\varphi$ мінімальна в порівнянні з усіма оптичними матеріалами, оскільки коефіцієнт Аббе k_{AB} [20], який визначає кут $\Delta\varphi$, максимальний саме для ПММА ($k_{AB} = 58$).

Отримані нами дані про зниження роздільної здатності висококонтрастних тестових зображень для призм різних виробників особливо важливі тому, що вони вперше отримані в одній серії вимірювань за єдиною новою методикою, точність якої набагато вища порівняно з раніше застосовуваним методом використання тестових офтальмологічних таблиць.

Дані щодо зниження гостроти зору, які отримані за роздільної здатності тестових зображень, і дані, отримані в результаті обстеження пацієнтів, розрізняються в основному в області малих значень призматичної дії. Оскільки точність наявних на сьогодні результатів досліджень, наведених в літературних джерелах щодо зниження гостроти зору, сумнівів не викликає, цей факт ще раз говорить про високі оптичні властивості ока людини [49], а також про здібності мозку розрізняти різнокольорові зображення оптотипів тестових офтальмологічних таблиць, розмиті внаслідок хроматизму.

Фотодетектор такої здібності не має. Він тільки реєструє інтенсивність світлового потоку у вигляді енергетичних сигналів, хоча і з різною

спектральною чутливістю. Але саме тому точність запропонованої електронної методики реєстрації роздільної здатності набагато вище традиційних методів досліджень гостроти зору шляхом опитування пацієнтів з використанням таблиць.

Перевагою є й те, що методика вимірювань з тестовими штриховими *Мірами* дозволяє отримати кількісні критерії оцінки якості призм. Вона, безсумнівно, більш точна порівняно зі спостереженнями тестових таблиць і не залежить від суб'єктивності досліджуваних пацієнтів.

При цьому висока точність методу дозволило дослідити ефект зниження роздільної здатності висококонтрастних тестових зображень для призматичних структур малого призматичного дії ($PD = 0,5\text{--}10,0 \Delta$). Раніше вважалось, що такі призми практично не знижують гостроту зору.

Основним результатом проведених досліджень є визначення в загальному зниженні гостроти зору тієї її частини, яка зумовлена впливом саме мікропризм. Різниця отриманих значень зниження роздільної здатності мікропризм і зменшення гостроти зору пацієнтів, безсумнівно, обумовлено унікальними оптичними властивостями ока людини.

6.5. Дослідження контрасту зображень

В останні роки мікропризми Френеля широко використовуються в офтальмології [160–166]. Такі пристрої привертають все більший науковий інтерес як лікарів-офтальмологів, так і дослідників-оптометристів [167–169].

Застосування мікропризм Френеля завжди знижує роздільну здатність та контраст сформованих оптичних зображень [48, 177, 178]. При офтальмологічних застосуваннях завдяки цьому також зменшується гострота зору досліджуваних хворих, важливим фактором є саме контраст тестових офтальмологічних таблиць, оскільки гострота зору залежить від контрасту оптичних таблиць.

Для вимірювання контрасту тестових зображень запропоновано новий електронний метод [174], який дозволяє точно виміряти роздільну здатність тестових зображень. За цим методом було отримано порівняльні оптичні характеристики [179–180] монопризм компанії "Gulden Ophthalmics" (США), гнучких плівок з мікрорельєфом "3MTMPress-OnTM" компанії "3M" (США) та модифікованих жорстких мікропризм з захищеним мікрорельєфом, розроблених та виготовлених Інститутом проблем реєстрації інформації (ІПРІ) НАН України [52]. Зараз такі пристрої широко використовуються в Україні для діагностики та лікування косоокості у дітей [168–169].

Основною причиною зниження контрасту є хроматизм білого світла, який виникає при рефракції променів різної довжини хвилі на призмових поверхнях. Для зменшення зони хроматизму можна використовувати кольорові фільтри, які усувають синю та червону зони видимого спектру. Однак фільтри також впливають на контраст зображень, тому необхідно оцінити такий ефект кількісно. Основною метою даного дослідження було отримання зміни величини зони хроматизму та контрасту тестових зображень при використанні мікропризм Френеля з світлофільтрами та без них. Це необхідно для відокремлення впливу призм та фільтрів на зниження контрасту, що важливо для діагностики захворювань очей.

Експериментальна установка

Схема модернізованої експериментальної установки для визначення впливу мікропризм на контраст та зону хроматизму оптичних об'єктів показана на рис. 6.24. В якості джерела випромінювання була обрана стандартна лампа розжарювання типу А з яркістю температурою $T_A = 2856 \text{ }^\circ\text{K}$ (1). Для формування на екрані (7) зображень штрихових тестових об'єктів (3) *Mira* # (2–5) [10], далі будуть позначатися (M_2 – M_5), використовувався проекційний конденсор (4) з фокусною відстанню $f = 90 \text{ мм}$ і діаметром $D = 50 \text{ мм}$, а також матове скло (2). Зображення (8)

штрихових елементів об'єкту *Mipa* (3) на екрані імітують оптотипи тестових офтальмологічних таблиць з необхідним збільшенням (f_2/f_1), де f_1 та f_2 – відстані від конденсора (4) до об'єкту *MIPA* (3) та до екрану (7), відповідно. Досліджувані призми (5) встановлювались в заданому положенні на оптичній осі стенду. Фільтри, зазвичай, розміщувались на оптичній осі стенду безпосередньо перед призмами.

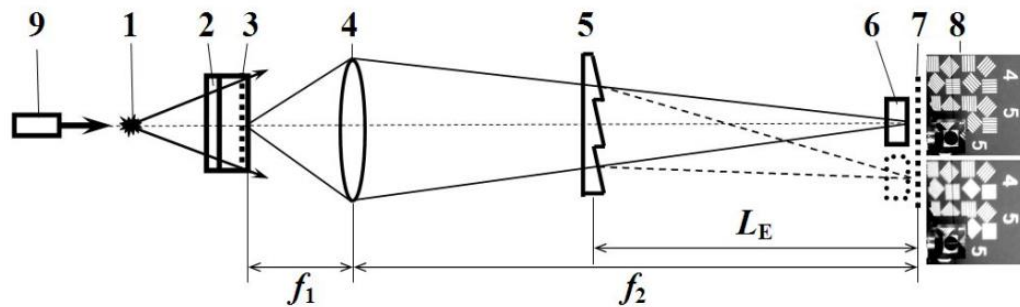


Рис. 6.24. Схема експериментальної установки: 1 – джерело білого світла; 2 – матове скло; 3 – тестовий штриховий об'єкт *MIPA*; 4 – фокусуючий конденсор; 5 – досліджувані призми та фільтри; 6 – фотодетектор; 7 – екран; 8 – тестові зображення на екрані; 9 – лазер для юстирування

В області екрану (7) інтенсивність зображень (8) штрихів *Mipa* без фільтрів та з фільтрами реєструвалась фотоприймачем (6) для визначення впливу фільтрів на роздільну здатність V_A оптотипів. В якості детектора зображень (6) використовувався кремнієвий фотодіод $\Phi Д288А$ [10] з щільною діафрагмою шириною $S_R = 0,45$ мм. Діод переміщувався по екрану (8) для лінійного сканування зображень з точністю позиціонування ± 10 мкм. Для юстирування оптичної системи і визначення необхідних положень досліджуваних призм та фільтрів використовувався "зелений" лазер (9) з довжиною хвилі $\lambda = 0,532$ мкм.

Світловий потік проходить через досліджувані мікропризми (5), які розміщені на певній відстані L_E від екрану. Величина L_E визначалась з критерію подібності [106], який встановлює ідентичність даних традиційних офтальмологічних досліджень з результатами електронних вимірів інтенсивності тестових штрихів *MIPA*.

Фактично визначення роздільної здатності V_A здійснюється шляхом реєстрації змін контрасту k_A тестових оптотипів. Тому вплив фільтрів можна отримати безпосередньо з контрасту зображень. Значення контрасту k_A вимірювались в залежності від призматичної дії PD призм для певного тестового елемента H_M з лінійним періодом смуг d_A , який відповідає лінійному розміру зображення на екрані $D_A = d_A (f_2/f_1)$, або кутовій роздільній здатності $\gamma_A = f(\lambda)$, з лінійною зоною хроматизму ΔD_A або кутовою зоною хроматизму $\Delta \gamma_A$.

Експериментальні дані з контрасту

Зменшення роздільної здатності тестових зображень при використанні мікропризм було отримано раніше [48, 168–169, 176] традиційним методом опитування пацієнтів. Використовувалися стандартні тестові офтальмологічні таблиці з висококонтрастними оптотипами з контрастом $k_A = 96,0\text{--}98,0\%$. Наявні дослідження [181] впливу мікропризм на контрастну чутливість k_A також були проведені з використанням традиційних методів візометрії, тобто шляхом опитування пацієнтів, які розглядали оптотипи тестових таблиць. На рис. 6.25 (крива 1) наведені дані [181] щодо контрасту k_A для модифікованих мікропризм Френеля [52]. Зрозуміло, що точність методики вимірювань [181] була недостатньо високою, оскільки не помічено впливу на контраст k_A мікропризм з малою призматичною дією $PD = 5,0\text{--}18,0$ призматичних діоптрій (Δ).

Деякі наші дані щодо впливу модифікованих мікропризм Френеля на контраст k_A тестових зображень, які отримані електронним методом [174], також наведені на рис. 2 (криві 2–7). Початкові значення контрасту k_{A0} відповідають різним тестовим елементам H_M штрихового об'єкту $MIPA M_4$ [174], що мають різні кутові періоди штрихів D_A і відповідні лінійні розміри D_S та кутові роздільні здатності γ_A їх зображень на екрані. Досліджено оптотипи M_4H_J з кутовою роздільною здатністю $\gamma_2 = 5,20$ хвил. і контрастом

$k_{A0} = 90,1 \%$ (крива 2); $\gamma_3 = 4,37$ хвил., $k_{A0} = 88,0 \%$ (крива 3); $\gamma_4 = 3,47$ хвил., $k_{A0} = 87,5 \%$ (крива 4); $\gamma_5 = 2,45$ хвил., $k_{A0} = 79,0 \%$ (крива 5) і з кутом $\gamma_6 = 1,55$ хвил., $k_{A0} = 48,8 \%$ (крива 6).

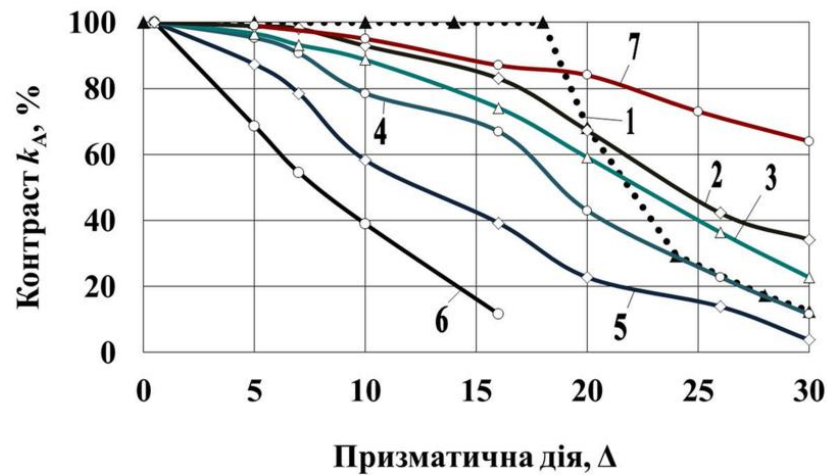


Рис. 6.25. Вплив мікропризм на контраст оптичних типів:
 1— дані [149]; 2— кут $\gamma_2 = 5.20'$, контраст $k_{A02} = 90.1 \%$;
 3— $\gamma_3 = 4.37'$, $k_{A03} = 88.0 \%$; 4— $\gamma_4 = 3.47'$, $k_{A04} = 87.5 \%$;
 5— $\gamma_5 = 2.45'$, $k_{A05} = 79.0 \%$; 6— $\gamma_6 = 1.55'$, $k_{A06} = 48.8 \%$;
 7— $\gamma_7 = 5.20'$, $k_{A07} = 98 \%$

Наведені значення контрасту було отримано для відстані між призмами та екраном $L_E = 51$ см. Для зручності криві 2–6 нормовані до початкового значення контрасту $k_{A0} = 100 \%$. Найбільша кореляція з даними [181] (рис. 2, крива 1) спостерігалася для кривих 2–4, тобто для тестових штрихів з найбільшими кутовими відстанями $\gamma_s \approx 3\text{--}5$ хвил., коли вплив хроматичних абераций мінімальний.

Для визначення впливу дифракції на контраст k_A аналогічні дослідження були нами проведені для монопризм “Gulden Ophthalmics” (США), для яких немає дифракції. Ці дані також показані на рис. 6.25 (крива 7) для тестового елемента M_4H_{03} ($D_{A7} = 143$ мкм, $\gamma_7 = 5,20'$, $k_{A0} = 98 \%$). Отриманий вплив монопризм помітно менший за дані [181], а також за наші результати для модифікованих мікропризм (криві 2–6). Цей факт, вочевидь, обумовлений відсутністю дифракційного впливу на контраст k_A для монопризм. Зниження контрасту k_{A7} (крива 7) забезпечує саме хроматизм

білого світла, що в рівній мірі впливає на значення k_A як для мікропризм, так і для монопризм.

Отримані результати щодо зниження контрасту k_A детально нами розглянуто в роботі [182]. Основні висновки полягають в тому, що контраст оптотипів на екрані не змінюється, доки зона хроматизму на екрані в лінійних ΔD_A або кутових $\Delta \gamma_A$ одиницях менш лінійного D_A або кутового γ_A періоду тестових штрихів на екрані.

Аналогічно, пацієнт не помічає зміни контрасту при встановленні мікропризм в пробну оправу, доки розмір оптотипів на його сітківці γ_C перевищує зону хроматичних аберацій $\Delta \gamma_C$. При збільшенні призматичної дії, коли значення $\Delta \gamma_C$ зростає і наближається до значення γ_C , контраст k_A за даними пацієнтів [181] починає зменшуватися.

При розміщенні мікропризм в стандартній тестовій офтальмологічній оправі на відстані $D_0 \approx 20$ мм від рогівки ока пацієнта з гостротою зору $V_C = 1,0$, що відповідає роздільній здатності $\gamma_C = 1,0$ хвил., зона хроматизму такою ж шириною $\Delta \gamma_C = 1,0$ хвил. на сітківці реалізується для мікропризм $PD \approx 14,0\text{--}20,0$ Δ . Отже, для призм більшої призматичної дії отримане зниження контрасту k_A обумовлено не тільки хворобою ока пацієнта, але й самими призмами.

Зазначений ефект необхідно враховувати шляхом спеціальних калібрувальних випробувань з призмами для здорового ока з метою отримання даних для порівнянь результатів перед вимірюванням контрасту для хворого ока.

6.6. Висновки до розділу 6

Розроблено метод моделювання та створено експериментальний стенд для вимірювання роздільної здатності зображень з використанням тестових штрихових оптичних елементів. Запропоновано алгоритм визначення гостроти зору з роздільної здатності тестових зображень для мікропризмових елементів.

Досліджено залежність роздільної здатності зображень, що формуються з допомогою мікропризмових елементів Френеля, від призматичної дії мікропризм. Отримано дані щодо зниження роздільної здатності висококонтрастних тестових зображень для призм різних виробників, дані особливо важливі тому, що вони вперше отримані в одній серії вимірювань за єдиною новою методикою, точність якої набагато вища порівняно з раніше застосовуваним методом використання тестових офтальмологічних таблиць.

Відповідним калібруванням отриманих даних з урахуванням результатів офтальмологічних традиційних досліджень пацієнтів можна порівняти отримані відносні дані щодо роздільної здатності тестових зображень з абсолютними значеннями гостроти зору.

Визначено оптичну якість мікропризмових елементів й одержано порівняльні характеристики зниження гостроти зору для монопризм і мікропризм різних виробників, які необхідні при проведенні традиційної діагностики дефектів зору за допомогою тестових висококонтрастних офтальмологічних таблиць.

РОЗДІЛ 7. ХРОМАТИЗМ СВІТЛА ТА МІКРОПРИЗМОВІ СТРУКТУРИ

Одним з негативних факторів при застосуванні мікропризмових елементів в офтальмології для діагностики та корекції зору є зниження гостроти зображень, яке зазнає пацієнт. Перш за все, це пов'язано з відбиттям променя світла від поверхонь елементів і оптичними дефектами в матеріалі мікропризм, а саме – механічними ушкодженнями оптичних поверхонь, дефектами в матеріалі мікропризм, викривленнями утворюючої площини, обумовлені внутрішніми напругами, які змінюють призматичну дію мікропризм.

Однак існують і інші об'єктивні причини зниження якості зображень, які пов'язані з фундаментальними фізичними властивостями світла. До таких причин перед усім відносяться хроматичні аберації на мікропризмах внаслідок дисперсії білого світла, а також дифракційні ефекти, фізичним поясненням яких є залежність коефіцієнта заломлення світла n заломлюючого середовища від довжини хвилі світла λ . При використанні заломлюючих призмових елементів Френеля в офтальмології такі аберації також призводить до зниження гостроти зору пацієнтів.

Виникнення хроматичних спотворень показано на рис. 7.1, на якому наведено зображення нитки розжарювання лампи безпосередньо у фокусі лінзи (рис. 7.1-а) і при використанні мікропризмового компенсатора косоокості призматичною дією $PD = 10,0 \Delta$ (рис. 7.1-б). Пунктирною лінією позначено положення оптичної осі системи, суцільною – центр зображення.

Легко помітити, що одночасно зі зміщенням зображення призмою на $\sim 5,9$ град. має місце також розмиття зображення у вигляді райдужної окантовки по його краях. Саме хроматизм безпосередньо пов'язаний з гостротою і контрастністю образу, який спостерігає пацієнт через мікропризму.

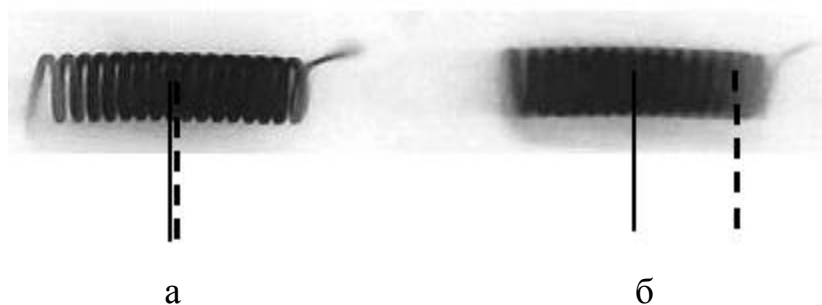


Рис. 7.1. Зображення об'єкту в фокусі лінзи:
а– без мікропризми; б– через мікропризову структуру

Додаткове зниження гостроти зору відбувається також через те, що елементом корекції зору є не одна заломлююча монопризма, а мікропризова структура Френеля, для якої окрім хроматизму існує ефект дифракції білого світла на регулярному мікрорельєфі. Внаслідок цього зображення ще більше розмивається в напрямку, перпендикулярному штрихам рельєфу.

Для зменшення впливу хроматичних ефектів, перш за все, необхідно використовувати для виготовлення мікропризм оптичні матеріали з великим значенням коефіцієнта Аббе k_{AB} (вираз 1.1). В даний час для виготовлення мікропризових елементів в основному використовується поліметилметакрилат ($k_{AB} = 58$) і пластик CR-39 ($k_{AB} = 58$), що мають найбільший серед оптичних пластиків коефіцієнт k_{AB} (для полікарбонату коефіцієнт $k_{AB} = 32$, для полістиролу $k_{AB} = 30$, для матеріалу CAN коефіцієнт Аббе $k_{AB} = 36$ [10]).

Вплив хроматизму і дифракції на роздільну здатність зображень розглянуто в роботі [95]. Було встановлено, що цей ефект може бути вельми істотним для мікропризм з призматичною дією $PD > 20,0\text{--}30,0 \Delta$.

На рис. 7.2 наведено деякі результати моделювання [106] залежності зони хроматизму від призматичної дії мікропризм, виготовлених з ПММА ($n_e = 1,492$ для $\lambda = 0,56 \text{ мкм}$), для різних діапазонів довжин хвиль видимого спектру $\Delta\lambda$: $0,4044\text{--}0,6563 \text{ мкм}$ (крива 1), $0,4668\text{--}0,6328 \text{ мкм}$ (крива 2) та $0,4861\text{--}0,6328 \text{ мкм}$ (крива 3). Результати свідчать, що зона хроматизму для будь-якого з зазначених діапазонів спектру значно перевищує встановлені допуски [52] на номінали мікропризм.

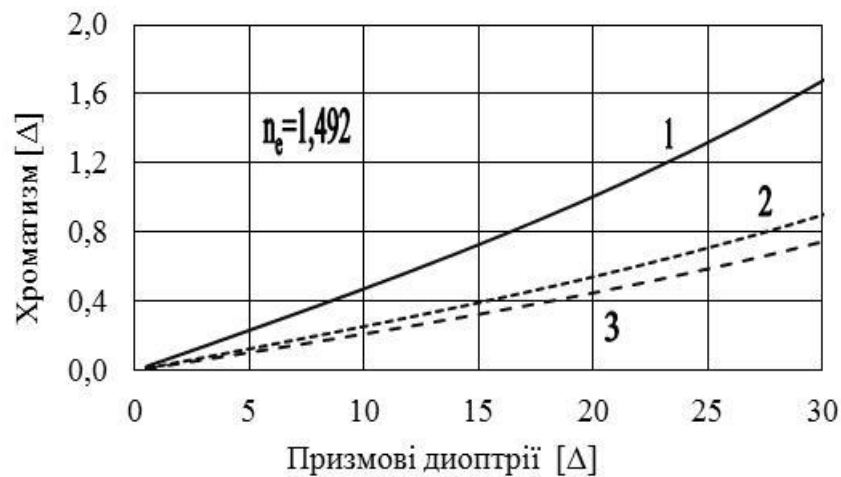


Рис. 7.2. Залежність зони хроматизму від призматичної дії мікропризм

Найважливішою умовою є стабільність оптичних властивостей мікропризм, від цього прямо залежить якість і незмінність характеристик зображень з мікропризмами протягом усього часу їх застосування.

Зазначимо, що основним недоліком всіх існуючих сьогодні еластичних призм з мікрорельєфом є те, що плівки "3MTMPress-OnTMPrisms" (США) [48], плівки з мікрорельєфом "Optiker Greten Folienoptik" (ФРН) [51], а також гнучкі мікропризми Інституту очних хвороб ім. Гельмгольца (Росія) [46, 47] розташовуються на лінзах очок мікрорельєфом назовні, тому вони не захищені від зовнішніх забруднень і пошкоджень. В процесі тривалої експлуатації таких мікропризм роздільна здатність формованих зображень зменшується внаслідок механічних пошкоджень мікрорельєфу.

Тому і сьогодні тривають розробки оптимальних конструкцій і пошуки технологічних методів виготовлення сучасних мікропризм для офтальмології, призматична дія яких не змінюється з часом в процесі експлуатації.

Розглянемо більш докладно зв'язок між хроматизмом білого світла і роздільною здатністю зображень, які формуються з допомогою мікропризмових елементів.

7.1. Моделювання хроматичних аберацій для мікропризм

Математично явище хроматизму для будь-якої мікропризмової структури можна розрахувати за допомогою закону Снеліуса [20], але при цьому необхідно врахувати залежність коефіцієнта заломлення n від довжини хвилі світла λ :

$$n_1(\lambda) \sin \varphi_1 = n_2(\lambda) \sin \varphi_2 \quad (7.1)$$

де φ_1 і φ_2 – кути поширення променя світла в першому та другому середовищах, $n_1(\lambda)$ і $n_2(\lambda)$ – показники заломлення мікропризми і середовища для певної довжини хвилі λ .

Використовуючи формулу (7.1) можна визначити зону хроматизму $\Delta(\lambda_1\lambda_2)_R$ для будь-яких двох значень довжин хвиль λ_1 and λ_2 в залежності від кута рефракції призми α_R :

$$\Delta(\lambda_1\lambda_2)_R = \theta_{R1} - \theta_{R2} = \sin^{-1}\{\sin \alpha_R n_1(\lambda_1)/n_2(\lambda_1)\} - \sin^{-1}\{\sin \alpha_R n_1(\lambda_2)/n_2(\lambda_2)\} \quad (7.2)$$

В розділі 3 було детально викладено результати досліджень інтерференційних явищ для монохроматичного когерентного світла з довжиною хвилі $\lambda = 0,6328$ мкм. Для білого світла моделювання дифракційних явищ виявляється більш складним. Фактично мікропризма Френеля являє собою дифракційну ґратку, ефективний крок якої при постійному кроці рельєфу зменшується із збільшенням призматичної дії елемента, а кут відхилення призмою променя світла φ_R (кут рефракції) залежить від довжини хвилі світла λ , оскільки коефіцієнт заломлення $n(\lambda)$ для мікропризми залежить від значення λ .

Для математичного моделювання процесу проходження білого світла через мікропризмову структуру видимий спектральний діапазон зручно розділити на декілька зон з центрами, що відповідають найбільш сильним лініям спектра випромінювання Сонця, які і формують білий світ. Кутове

положення $\gamma(\lambda)$ кожної лінії визначається показником заломлення $n(\lambda)$ для певної довжини хвилі λ . Для кожної пари значень λ і $n(\lambda)$ розраховується кут відхилення променя призмою $\gamma(\lambda)$ та дифракція на мікрорельєфі $I_D(\varphi, \lambda)$. Сумарна дія всіх окремих дифракційних компонент і визначає кінцевий хроматичний ефект.

Для розрахунків [95] дифракційних і хроматичних явищ нами були використані формули для плоскої дифракційної решітки (3.1)–(3.3), наведені в розділі 3. При цьому використовувалися коефіцієнти заломлення матеріалів $n(\lambda)$ з роботи Палика [183]. На рис. 7.3 наведені значення $n(\lambda)$ [183] для поліметилметакрилату для видимого діапазону спектра (крива 1).

Для порівняння на рисунку також наведені значення коефіцієнта заломлення $n(\lambda)$ з роботи Султанової [145] (крива 2). Для жовто-зеленої області видимого спектра для довжин хвиль $\lambda = 0,52\text{--}0,62$ мкм ці значення практично збігаються.

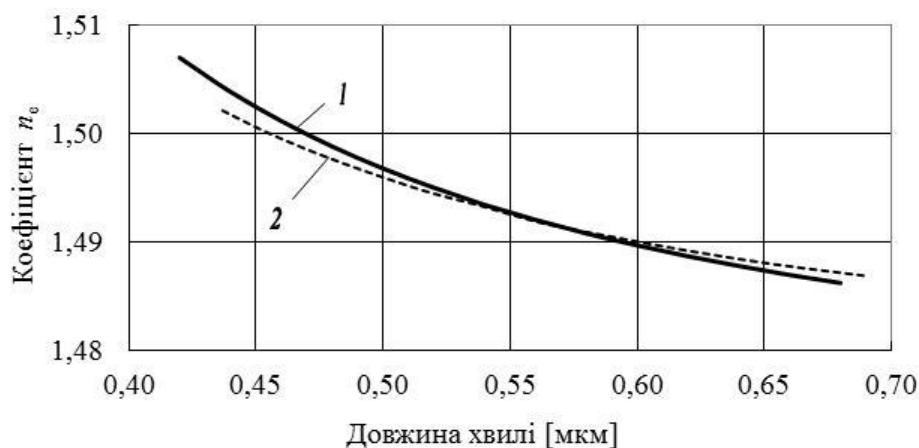


Рис. 7.3. Значення коефіцієнту $n(\lambda)$ для поліметилметакрилату: 1– робота [183]; 2– [145]

Деякі результати розрахунків згідно (3.1)–(3.3) хроматичних ефектів для довжин хвиль випромінювання $\lambda = 0,4044$, $0,5461$, $0,7664$ мкм для мікропризм $PD = 1,0 \Delta$ та $PD = 30,0 \Delta$, виготовлених з ПММА ($n_e=1,492$ для $\lambda = 0,56$ мкм) наведено на рис. 7.4 та рис. 7.5.

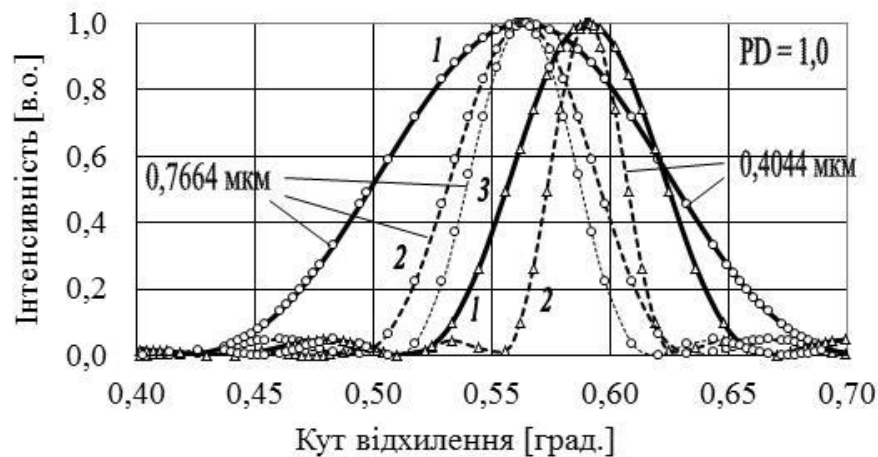


Рис. 7.4. Хроматичні ефекти для мікропризми $PD = 1,0 \Delta$:
1— крок рельєфу $W = 300$ мкм; 2— 600 мкм; 3— 800 мкм

З результатів моделювання випливає, що при малих кроках рельєфу, які не перевищують $W = 100\text{--}200$ мкм, для малих заломлюючих кутів мікропризм, які відповідають $PD < 5,0\text{--}6,0 \Delta$, розмиття зображень пов'язано з дифракцією світла на штрихах ґратки і саме тому зменшується гострота зору (рис. 7.3). Усунути цей негативний ефект можна, збільшуючи крок мікрорельєфу призм до значення $W = 800\text{--}1000$ мкм.

Результати моделювання для мікропризм більшої призматичного дії ($PD > 20,0\text{--}22,0 \Delta$) свідчать, що в цьому випадку розмиття дифракційної картини пов'язано саме з дисперсією світла, а внесок дифракції малий (рис. 7.4). Тому зменшення кроку мікрорельєфу призм до $W = 600$ мкм порівняно з кроком $W = 800$ мкм істотно не змінює зону розмиття зображення. Проте зі зменшенням кроку мікрорельєфу відповідно зменшується дискретність образів, які фіксує око, і тому підвищується реєстрована гострота зору.

Таким чином, оптимальним можна вважати мікрорельєф оптичних компенсаторів косоокості саме з кроком $W = 600$ мкм, при якому внесок дифракції в зниження гостроти зору вже малий, але ще не спостерігається помітної дискретності зорових образів.

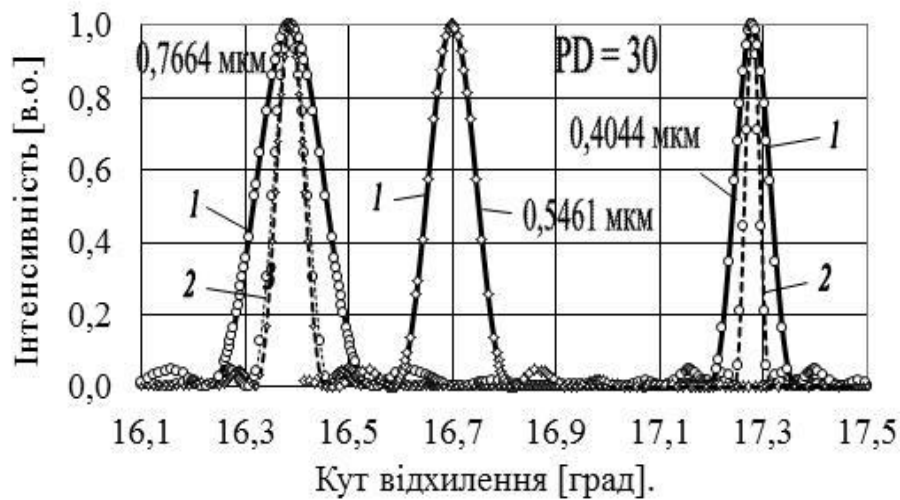


Рис. 7.5. Хроматичні ефекти для мікропризми $PD = 30,0 \Delta$:
1– крок рельєфу $W = 300$ мкм; 2– 600 мкм; 3– 800 мкм

При спостереженні кольорових об'єктів людське око по-різному сприймає різні зони спектра світлового діапазону [184]. Якщо прийняти чутливість людського ока $k_H(\lambda)$ для довжини хвилі $\lambda = 0,555$ мкм за одиницю, то, наприклад, для хвиль $\lambda = 0,4047$ мкм та $\lambda = 0,6328$ мкм ця величина $k_H(\lambda)$ становить всього 0,06 та 0,10, відповідно.

Тому при моделюванні дисперсійних явищ для мікропризмових елементів Френеля необхідно також враховувати спектральну чутливість ока людини [184], яка в оптиці також називається відносною спектральною світловою ефективністю $k_H(\lambda)$ і зображена на рис. 7.6.

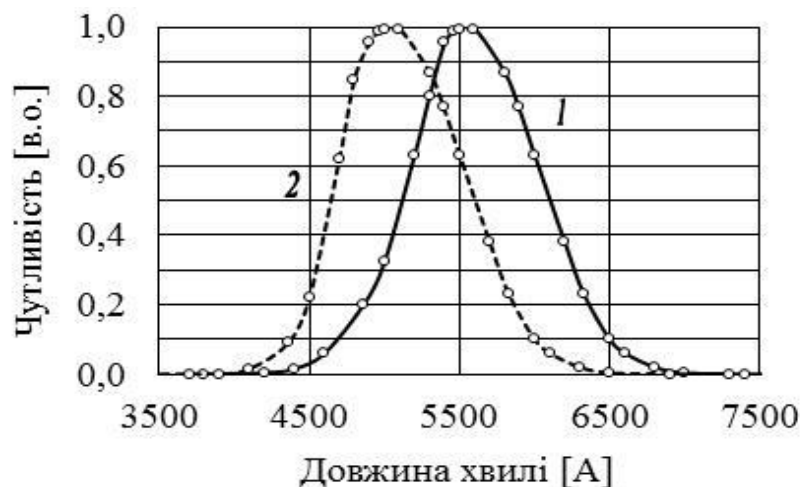


Рис. 7.6. Спектральна світлова ефективність $k_H(\lambda)$:
1– денне світло, 2– сутінки

Якщо скоригувати на усереднену чутливість ока $k_H(\lambda)$ результати розрахунків дисперсійних явищ для декількох довжин хвиль в спектральному діапазоні $\lambda = 0,46\text{--}0,65$ мкм, наприклад, для мікропризми $PD = 30,0 \Delta$ (рис. 7.7), то виявляється, що око людини практично не бачить випромінювання з довжинами хвиль коротше $\lambda < 0,4$ мкм і довше за $\lambda > 0,7$ мкм. Таким чином, реально зона хроматичних спотворень для мікропризми $PD = 30,0 \Delta$ становить $0,85$ град. для діапазону $\lambda = 0,46\text{--}0,65$ мкм, при цьому для $n_e = 1,492$ кут рефракції γ для цієї призми, визначений для середини зазначеного спектрального діапазону з довжиною хвилі $\lambda = 0,5461$ мкм, дорівнює $16,7$ град.

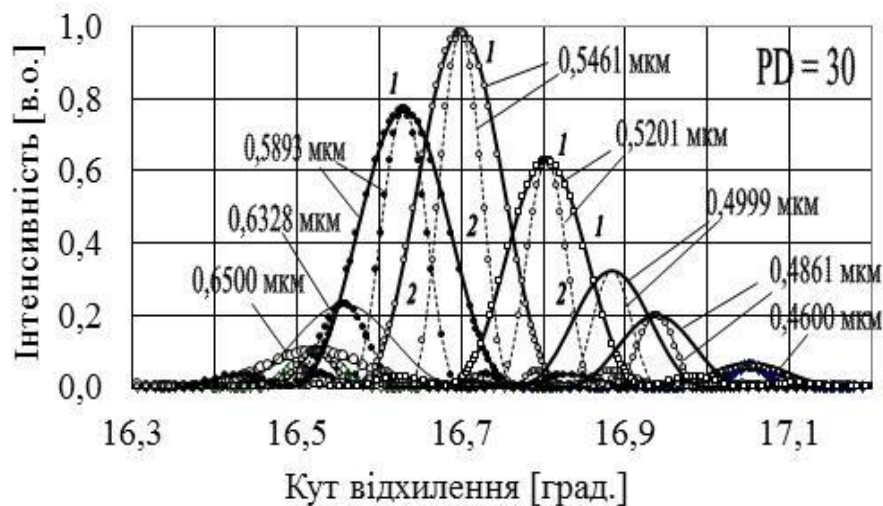


Рис. 7.7. Хроматичні ефекти для мікропризми $PD = 30,0 \Delta$ з урахуванням коефіцієнта чутливості ока людини $k_H(\lambda)$:
1— крок $W = 300$ мкм (суцільна лінія); 2— 600 мкм (пунктир)

Зазначимо, що зона хроматизму практично симетрична відносно довжини хвилі $\lambda = 0,5461$ мкм, тому можна здійснювати діагностику кутів косоокості з достатньою точністю навіть для мікропризм великої призматичної дії $PD = 20,0\text{--}30,0 \Delta$, які мають широку зону хроматизму.

Всі стандартні дані щодо коефіцієнту заломлення n_e найчастіше наводяться саме для зазначеної зелено-жовтої зони спектра з довжиною хвилі $\lambda_e = 0,5461$ мкм [184] (довжина хвилі "е"). Тому всі розрахунки [95] призматичної дії елементів Френеля було виконані саме для цієї області спектру.

Слід зазначити, що в ІПРІ НАН України значення призматичного дії мікропризм визначають на лазерних стендах по відхиленню досліджуваною призмою "червоного" променя лазера з довжиною хвилі $\lambda = 0,6328$ мкм.

Для ПММА для цієї довжини хвилі коефіцієнт заломлення світла $n_e = 1,488$ [145], близький до коефіцієнта заломлення $n_e = 1,492$, який використовується нами для розрахунку призматичної дії мікропризм і відноситься до зони максимальної чутливості людського ока $k_H(\lambda)$, тобто до довжин хвиль $\lambda = 0,555\text{--}0,560$ мкм. Тому похибка в розрахункових і вимірюємих експериментально значеннях кутів відхилення світла мікропризмами невелика.

7.2. Математичне моделювання впливу кольорових світлофільтрів на хроматичні аберації з мікропризмами

Найбільш простим методом корекції хроматизму є використання відповідних кольорових світлофільтрів, які зменшують вплив дисперсії світла і, відповідно, підвищують гостроту зору, яка реєструється з призмами.

Світлофільтри для мікропризм необхідно підбирати так, щоб червона і синя зони спектра відсікалися симетрично і при застосуванні світлофільтрів значення призматичного дії не змінювалося. Однак при цьому значно зменшується освітленість розглянутого об'єкта внаслідок поглинання світла в матеріалі фільтрів, тоді як діагностику дефектів зору необхідно проводити [156] в стандартних умовах при фіксованій освітленості тестових офтальмологічних таблиць. Тому при застосуванні кольорових мікропризмових елементів слід відповідним чином збільшувати освітленість таких таблиць.

Таким чином, явища хроматизму, властиві будь-яким мікропризмовим структурам, істотно не впливають на точність вимірювання кутів косоокості. Проте хроматичні аберації можуть істотно знижувати гостроту зору, і цей ефект необхідно враховувати при діагностиці дефектів зору.

Вплив світлових фільтрів на величину зони хроматизму $\Delta(\lambda_1\lambda_2)_R$ можна моделювати [185–186], зменшуючи для певної довжини хвилі λ світловий потік, що проходить через призму, на коефіцієнт пропускання світла фільтрами $\tau(\lambda)$.

Для видимого діапазону спектру найбільш придатними для зменшення зони хроматизму $\Delta(\lambda_1\lambda_2)_R$ є жовто-сині ЖС-17 та ЖС-18, синьо-жовті-зелені ЖЗС-18 та ЖЗС-19, а також зелено-синій ЗС-8 фільтри [184]. Характеристики цих фільтрів з каталогу кольорового скла [175] для їх товщини $\delta = 3,0$ мм наведені на рис. 7.8.

Для моделювання явищ хроматизму видимий спектральний діапазон можна розподілити на декілька зон, наприклад, що відповідають лініям Фраунгофера в спектрі Сонця. Кутове положення $\gamma(\lambda)$ кожної лінії визначається показником заломлення $n(\lambda)$ для певної довжини хвилі λ . Використовувались значення $n(\lambda)$ з роботи [183]. Доцільно починати моделювання з мікропризми $PD = 30,0$ Δ, яка створює найбільшу зону хроматизму. Кути рефракції $\gamma(\lambda)$ для кожної лінії λ розраховувались для призми з поліметилметакрилату (ПММА), який для $\lambda = 0,56$ мкм має показник заломлення $n_e = 1,492$, тобто заломлюючий кут призми $\alpha_R = 28,27713$ град. Дифракційне розширення для кожної довжини хвилі λ можна врахувати за відомими формулами [136] для дифракції, які для випадку дифракції на мікропризмовому рельєфі мають вид (3.1)–(3.3). Моделювання проведено для кроку мікрорельєфу $W = 600$ мкм.

Реальний сонячний спектр у видимій області апроксимується функцією Планка $r(\lambda, T)$ з температурою $T_B = 5800$ °K [187]. Саме така функція $r(\lambda, 5800 \text{ K})$ та усереднена спектральна чутливість ока людини $k_H(\lambda)$ [184] враховувались під час моделювання явищ хроматизму для людського ока. Відповідні дані щодо $n(\lambda)$ та $k_H(\lambda)$ наведені в таблиці 7.1.

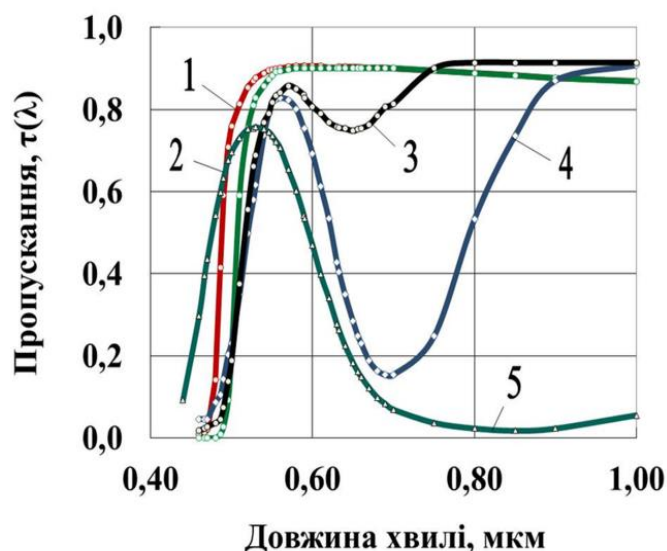


Рис. 7.8. Коефіцієнт пропускання $\tau(\lambda)$ для деяких фільтрів:
1– ЖС-17; 2– ЖС-18; 3– ЖЗС-19; 4– ЖЗС-18; 5– ЗС-8

Таблиця 7.1.

Показник заломлення $n(\lambda)$ [145] та усереднена
спектральна чутливість ока $k_H(\lambda)$ [184]

λ мкм	0,4668	0,4861	0,4958	0,5270	0,5461	0,5600	0,5893	0,6328	0,6561	0,680	0,800	0,900	1,000
$n(\lambda)$	1,499	1,497	1,496	1,494	1,493	1,492	1,490	1,489	1,488	1,487	1,484	1,483	1,482
$k_H(\lambda)$	0,080	0,180	0,270	0,810	0,987	0,995	0,760	0,240	0,070	0,017	0,0	0,0	0,0

Для спектрального діапазону $\lambda = 0,4668\text{--}0,6561$ мкм модельований дифракційний розподіл інтенсивності сонячного світла, як це бачить око людини, наведений на рис. 7.9 для випадку відсутності фільтрів (криві 1) та для жовто-синього ЖС-17 і ЖС-18 світлофільтрів (криві 2–3). При моделюванні спектрів товщина фільтрів $\delta = 3,0$ мм.

Модельований розподіл спектру з фільтрами (криві 2–3) практично не виявляє випромінювання з довжиною хвилі, меншою за $\sim 0,45$ мкм, тобто інтенсивність світла в зелено-синій області спектра значно зменшується. Таким чином, використання жовто-синіх фільтрів має зменшити зону хроматизму з боку "синьої" зони видимого спектру.

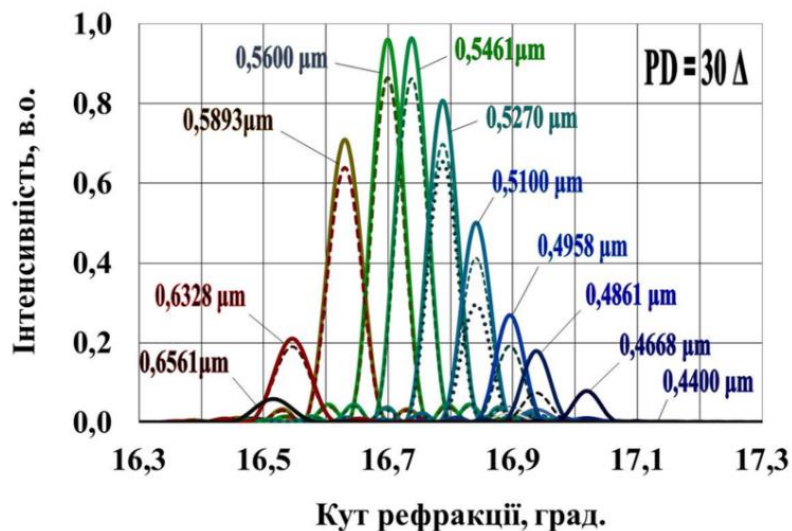


Рис. 7.9. Вплив жовто-синіх фільтрів на сформовані візуальні зображення:
 1— без фільтрів (суцільні лінії); 2— фільтр ЖС-17 (тонкі пунктирні лінії);
 3— фільтр ЖС-18 (товсті пунктирні лінії)

Зона хроматизму $\Delta(\lambda_1\lambda_2)_R$, розрахована для видимого спектрального діапазону $\Delta\lambda_C = 0,4668\text{--}0,6561$ мкм для мікропризми $PD = 30,0 \Delta$, зробленої з ПММА ($n_e = 1,492$ для $\lambda = 0,56$ мкм), дорівнює $\approx 0,51$ град. або в діоптріях $\approx 0,96 \Delta$. Для меншої призматичної дії зона $\Delta(\lambda_1\lambda_2)_R$ зменшується прямо пропорційно значенню Δ . З урахуванням спектральної чутливості ока $k_H(\lambda)$ діапазон $\Delta\lambda_C$ зменшується до значення $\Delta\lambda_H = 0,4861\text{--}0,6328$ мкм, а зона хроматизму $\Delta(\lambda_1\lambda_2)_R$ для призми $PD = 30,0 \Delta$ — до $0,39$ град. або $\approx 0,75 \Delta$.

Відзначимо, що навіть така зона хроматизму $\Delta(\lambda_1\lambda_2)_R = 0,75 \Delta$ значно перевищує встановлений допуск на номінал цієї мікропризми [52], який дорівнює $0,15 \Delta$, і при проведенні будь-яких досліджень стану зору, хроматичні аберації повинні якось враховуватися в загальному спостережуваному зменшенні контрасту k_A .

При використанні світлофільтрів спектральний діапазон максимальної чутливості людського ока зменшується. На рис. 7.10 наведено модельований розподіл інтенсивності світла Сонця, як це бачить людське око, через призму $PD = 30,0 \Delta$ без фільтрів (крива 1) та з використанням фільтрів ЖС-17 (крива 2), ЖС-18 (крива 3) та ЗС-8 (крива 4). Кут рефракції $\gamma = 16,7$ град. $^\circ$ відповідає довжині хвилі $\lambda = 0,56$ мкм.

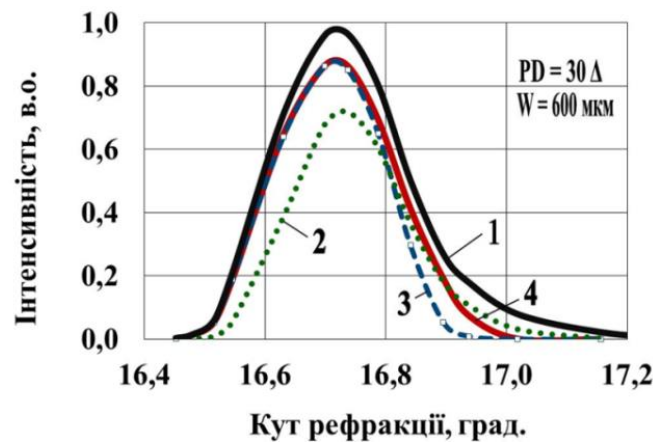


Рис. 7.10. Вплив світлофільтрів на зону хроматизму для призми $PD = 30,0 \Delta$: 1– без фільтрів; 2– фільтр 3C-8; 3– ЖС-18; 4– ЖС-17

Моделюваний для людського ока спектр свідчить, що енергія випромінювання з жовто-синіми фільтрами дійсно може переміщуватися до довгохвильової зони спектру. Зокрема, для мікропризми $PD = 30,0 \Delta$ з фільтром ЖС-18 (крива 2) зона максимальної чутливості ока зміщена в червону область на 0,1 град., або $\approx 0,16 \Delta$. Проте це невелике зміщення порівнянне з встановленими допусками [52] на номінали мікропризм. Зелено-синій фільтр 3C-8 (крива 3) більш помітно зменшує інтенсивність світла в червоній і синій зонах спектра, тому контрастність k_A зображень з цим фільтром відповідно збільшується.

При моделюванні хроматизму для випадку електронної реєстрації інтенсивностей слід враховувати реальну структуру білого світла, використаного при експериментах. Розподіл сонячного світла у видимій області у верхній частині атмосфери Землі може бути апроксимований інтенсивністю чорного тіла з температурою $T_B = 5800 \text{ K}$ [187] і ілюструється рис. 7.11 (крива 1). Функція Планка для $T_B = 5800 \text{ K}$ показана на рис. 7.11 (крива 3). На рис. 7.11 (крива 2) також представлено сонячний спектр зі смугами поглинання H_2O на рівні моря. У наших експериментах в якості джерела випромінювання використовувалась лампа розжарювання компанії "Philips" типу А з вольфрамовою ниткою з яркістю температурою $T_A = 2856 \text{ K}$. Спектр її показаний на рис. 7.11 (крива 4).

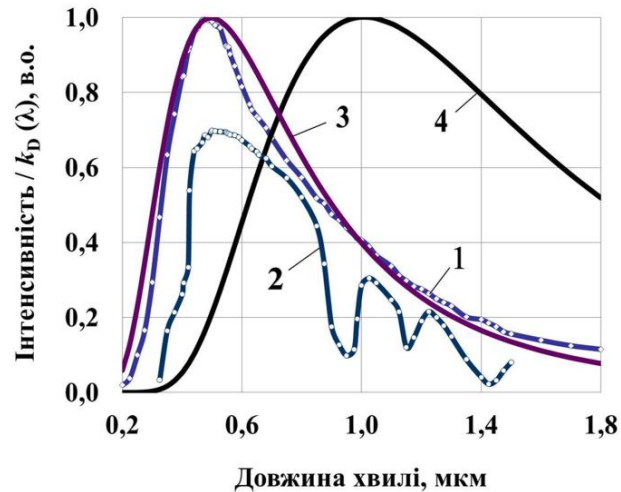


Рис. 7.11. Деякі розподіли білого світла: 1– спектр Сонця поза атмосферою Землі; 2– спектр Сонця на рівні моря; 3– чорне тіло при $T_B = 5800$ К; 4– чорне тіло при $T_A = 2856$ К

Крім того, необхідно враховувати спектральну чутливість $k_D(\lambda)$ реєструючого фотодіода замість усередненої спектральної чутливості $k_H(\lambda)$ ока людини. Для реєстрації інтенсивностей світла було обрано діод $\Phi Д288А$ [10] (рис. 7.12, крива 1) з найбільшою площею чутливості серед можливих кремнієвих фотодіодів $\Phi Д24К$ (рис. 7.11, крива 2), $S10X10$ (крива 3), $LXD-44MQ$ (крива 4) та $BPW21R$ (крива 5).

Рис. 7.12 (крива 6) зображено також спектральну чутливість $k_H(\lambda)$ усередненого людського ока вдень [184]. Для моделювання структури хроматизму також враховувалась спектральна випромінювальна здатність $\varepsilon(\lambda, T)$ вольфраму [188] для $T = 2850$ К (рис. 7.12, крива 7).

Таким чином, розподіл інтенсивності білого світла на поверхні фотодетектора розраховувався за формулою:

$$r(\lambda, T) = \tau(\lambda) k_D(\lambda) \varepsilon(\lambda, T) c_1 / \lambda^5 [\exp(c_2 / 2856) - 1]^{-1}, \quad (7.3)$$

де $\tau(\lambda)$ – коефіцієнт світлопропускання, який враховує поглинання світла та його відбиття від обох поверхонь призм та фільтрів [175], $k_D(\lambda)$ – спектральна чутливість фотодіода $\Phi Д288А$; $\varepsilon(\lambda, T) = 0,435$ – спектральна випромінювальна

здатність вольфраму для $T_A = 2850$ К [188], константи $c_1 = 3,7418 \cdot 10^{-16}$ [Вт/м²] та $c_2 = 1,4388 \cdot 10^{-2}$ [м К].

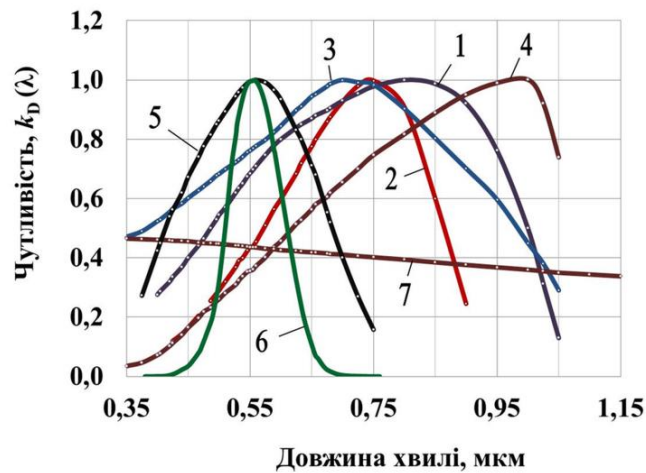


Рис. 7.12. Спектральна чутливість $k_D(\lambda)$ деяких фотодіодів:
1– ФД288А; 2– ФД24К; 3– S10X10; 4– LXD-44MQ; 5– BPW21R;
6– спектральна чутливість ока людини $k_H(\lambda)$; 7– випромінювальна
здатність вольфраму $\varepsilon(\lambda, T)$ для $T = 2850$ К

Модельований розподіл інтенсивності білого світла для реального джерела випромінювання для мікропризми $PD = 30,0 \Delta$ з кроком рельєфу $W = 600$ мкм без фільтрів (суцільні лінії) та з зелено-синім фільтром 3C-8 (пунктирні лінії) наведено на рис. 7.13 для спектрального діапазону $\Delta\lambda = 0,44\text{--}1,00$ мкм, який відповідає кутам рефракції світлових променів $\gamma = 17,07\text{--}16,31$ град.

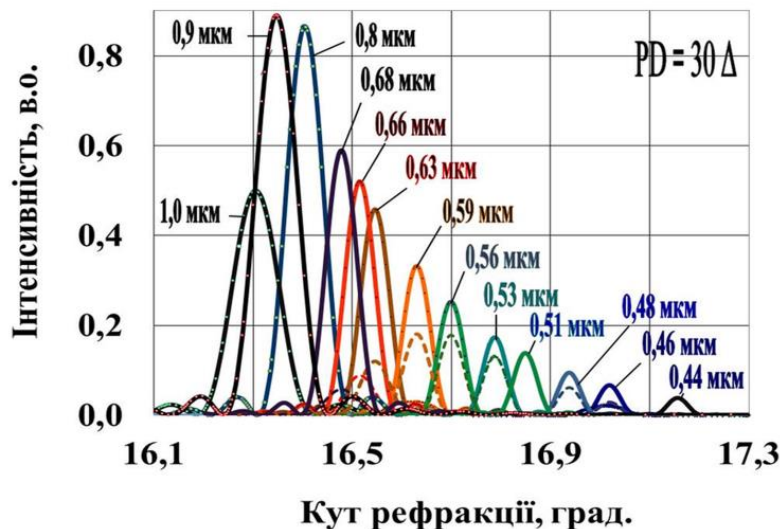


Рис. 7.13. Вплив зелено-синього фільтру 3C-8 на модельовану структуру спектру: без фільтру (суцільні лінії); з фільтром (пунктир)

Розрахований розподіл білого світла для фотодіода помітно відрізняється від модельованої структури хроматизму для людського ока. Використання зелено-синього фільтру ЗС-8 (пунктирні лінії) помітно зменшує інтенсивність білого світла в червоній зоні видимого спектру $\gamma = 16,5\text{--}16,6$ град., тому може зменшити хроматизм і для людського ока.

Більш чітко ефект фільтрів для діапазону $\Delta\lambda = 0,44\text{--}1,00$ мкм виявляється з розрахункових даних, показаних на рис. 7.14. Крива 1 відображає інтенсивності спектру, отримані згідно формули (3) при відсутності фільтрів. Найбільший вплив на хроматизм пов'язаний з фільтром ЗС-8 в інфрачервоній та червоній зоні спектру (крива 2). Розрахований вплив світлофільтрів ЖС-18 та ЖС-17 у синій зоні (крива 3–4) значно менший і навряд чи може бути зареєстрований експериментально.

Розрахунки свідчать, що зміна температури лампи в діапазоні $T_A = 2600\text{--}3000$ К не впливає істотно на модельовані спектри хроматизму. Тому похибки в вимірюванні яркісної температури поверхні вольфраму в лампі розжарювання не вносять змін в модельовані структури спектрів.

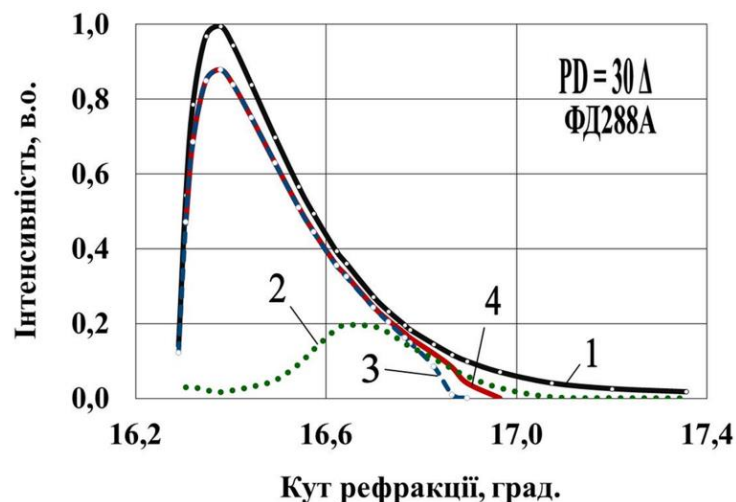


Рис. 7.14. Модельована структура хроматизму для мікропризми дією $PD = 30,0 \Delta$ для фотодіода ФД288А:
1— без фільтрів; 2— ЗС-8; 3— ЖС-18; 4— ЖС-17

7.3. Експериментальні дані з впливу світлофільтрів на зону хроматизму мікропризм

Експериментальні дослідження впливу фільтрів на розподіл інтенсивності білого світла після призм здійснювалися на першому етапі методом [174], аналогічно вимірюванням роздільної здатності тестових штрихових зображень. Схема експериментальної установки для моделювання впливу світлофільтрів зображена на рис. 7.15. В якості джерела випромінювання була обрана стандартна лампа розжарювання типу А з яркістю температурою $T_A = 2856 \text{ K}$ (1). Для формування на екрані (7) зображень штрихових тестових об'єктів (3) *Mira* # (2–5) [170], далі будуть позначатися (M_2 – M_5), використовувався проекційний конденсор (4) з фокусною відстанню $f = 90 \text{ мм}$ і діаметром $D = 50 \text{ мм}$, а також матове скло (2). Зображення (8) штрихових елементів об'єкту *Mira* (3) на екрані імітують оптотипи тестових офтальмологічних таблиць з необхідним збільшенням (f_2/f_1), де f_1 та f_2 – відстані від конденсора (4) до об'єкту *Mira* (3) та до екрану (7), відповідно. Досліджувані призми (5) встановлювались в заданому положенні на оптичній осі стенду. Фільтри, зазвичай, розміщувались безпосередньо перед призмами.

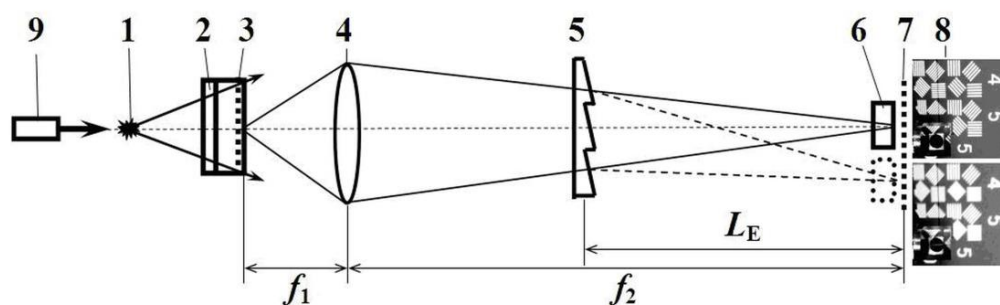


Рис. 7.15. Схема експериментальної установки для дослідження впливу світлофільтрів на зону хроматизму: 1– джерело білого світла; 2– матове скло; 3– тестовий штриховий об'єкт *Mira*; 4– фокусуючий конденсор; 5– досліджувані призми та фільтри; 6– фотодетектор; 7– екран; 8– тестові зображення на екрані; 9– лазер для юстирування

Досліджувались зображення на екрані найбільших оптотипів M_5H_{01} тестової *Mipi M5* [170] через мікропризми з фільтрами та без них. Досліджувані мікропризми розміщувались на відстані $L_E = 50$ см від поверхні фотоприймача $\Phi D288A$ з шириною реєструючої щілини $S_R = 0,45$ мм. Точність лінійного сканування складала 10 мкм. Для відстані $L_E = 50$ см, яка відповідає критерію подібності [106], це значення еквівалентно $\approx 0,002 \Delta$. Всі експерименти проводилися з паралельним пучком білого світла. Фільтри мали товщину $\delta = 3,0$ мм і розміщувалися перед досліджуваними мікропризмами.

Розподіл інтенсивності зображень тестових штрихів M_5H_{01} на екрані без фільтрів для мікропризми $PD = 30,0 \Delta$ наведено на рис. 7.16-а (суцільна лінія). Аналогічні дані для мікропризми $PD = 10,0 \Delta$ (суцільна лінія) показані на рис. 7.16-б. Невелика мікропризма $PD = 0,5 \Delta$ використовувалась в якості еталонної (пунктирні товсті лінії). Всі інтенсивності нормовані на 100 % для зручності порівняння результатів. Розподіл інтенсивності тестових штрихів для призми $PD = 0,5 \Delta$ на рис. 7.16-а показаний для кута рефракції призми $PD = 30,0 \Delta$, тобто для кута $\gamma = 16,7$ град. Аналогічно, дані на рис. 7.16-б для призми $PD = 0,5 \Delta$ розміщені для кута рефракції для призми $PD = 10,0 \Delta$, тобто для кута $\gamma = 5,7$ град.

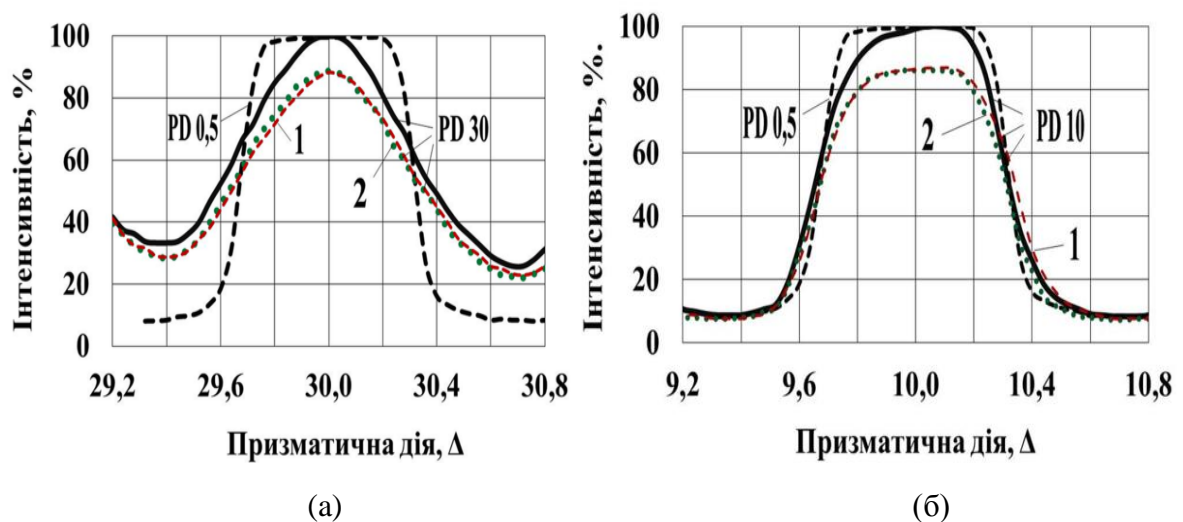


Рис. 7.16. Інтенсивності тестових штрихів M_5H_{01} для мікропризми $PD = 0,5 \Delta$ (товсті пунктирні лінії), $30,0 \Delta$ (а), $10,0 \Delta$ (б) без фільтрів (суцільні лінії) та з фільтрами ЖС-17 (1, тонкі пунктирні лінії) та ЖС-18 (2, крапки)

Фільтри ЖС-17 та ЖС-18 зменшують інтенсивність світла, що проходить через них у видимій області, приблизно на 17–18 %, що пояснюється додатковим відбиттям світлового потоку від двох поверхонь фільтра і поглинанням синьої зони спектру.

Однак отримані дані показали, що вплив обох фільтрів у випробуваних умовах практично ідентичний для досліджуваних призм. Крім того, вплив фільтрів на форму спектральних контурів інтенсивності, що нормовані на 100 %, взагалі відсутній (рис. 7.17).

Зазначений ефект можна пояснити суперпозицією різних зон зображення M_5H_{01} на поверхні фотоприймача. Моделювання проводилось для різних спектральних зон, кожна з яких вважалася надзвичайно тонкою в порівнянні з напівширинами дифракційних контурів спектральних ліній.

Експериментально зареєстровані на екрані контури хроматизму ΔD_A ширше відстані між тестовими штрихами D_A навіть для найбільшого тестового елемента M_5H_{01} . Отже, необхідно більш детально розглянути вплив апаратної функції реєстраційного пристрою та змінити умови експериментів.

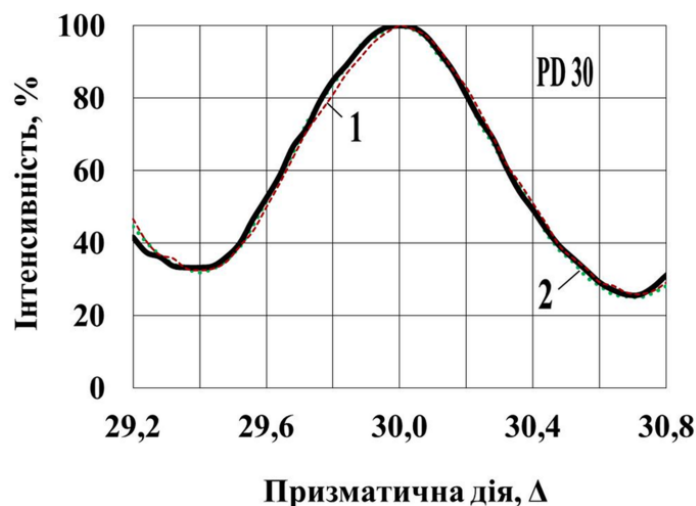


Рис. 7.17. Спектр тестових штрихів M_5H_{01} для мікропризми $PD = 30,0 \Delta$ без фільтрів (суцільна лінія), з фільтрами ЖС-17 (1, тонкі пунктирні лінії) та ЖС-18 (2, крапки)

Так, були проведені спеціальні експерименти з стандартною одиночною спектральною щілиною типу УФ-2, яка використовується при спектроскопічних вимірюваннях [189]. Щілина УФ-2 розміщувалась на оптичній осі замість тестового об'єкту *Mira* (рис. 6.24, позиція 3) та освітлювалась тим самим джерелом випромінювання чорного тіла з температурою $T_A = 2856$ К. Експерименти проводились для максимально можливої відстані $L_E = 67$ см для збільшення лінійного розміру зони хроматизму ΔD_A на екрані.

Експериментальна установка за своєю оптичною схемою, по суті, схожа на монохроматор, який має вхідну одиночну щілину УФ-2 з шириною S_D та реєструючу щілину S_R , яка розміщена в його фокальній площині. Зображення щілини УФ-2 проектується на екран з лінійним розміром $D_A = f_2 / f_1 S_D$. Коефіцієнт збільшення оптичної схеми $f_2 / f_1 \approx 20,5$, тому щілина з шириною $S_D = 15\text{--}120$ мкм формує світловий контур на екрані з лінійним розміром $D_A = 0,31\text{--}2,46$ мм або в призмових діоптріях $\approx 0,046\text{--}0,365$ Δ при розміщенні призми на відстані $L_E = 67$ см.

Апаратна функція $F_S(x)$ установки для різної ширини S_D щілини УФ-2 для відстані $L_E = 67$ см показана на рис. 7.18. Наведені експериментальні дані отримані для білого світла без призми та фільтрів.

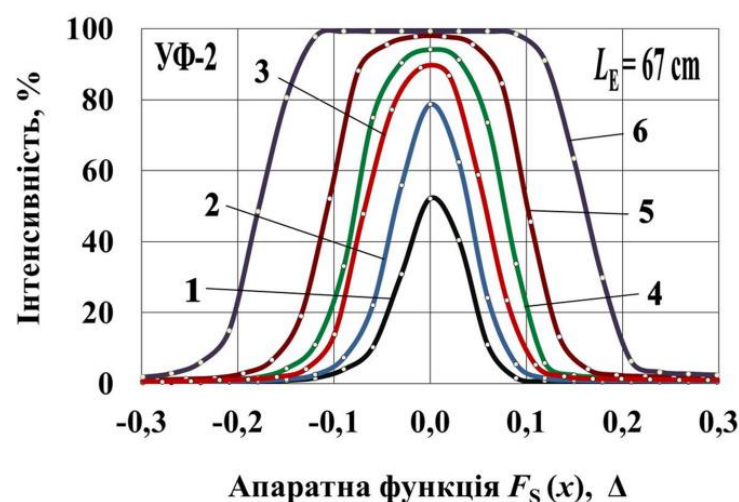


Рис. 7.18. Апаратна функція $F_S(x)$ експериментальної установки:
1— $S_D = 10$ мкм; 2— 20 мкм; 3— 30 мкм; 4— 45 мкм; 5— 60 мкм; 6— 100 мкм

Для отримання реального спектрального розподілу спектру на екрані $F(x)$ необхідно враховувати апаратну функцію нашої установки $F_S(x)$ з використанням відомої функції згортки [189]:

$$F(x) = \int F_R(x') F_S(x-x') dx' \quad (7.4)$$

де $F(x')$ – досліджувана інтенсивність світла в точці x' , а $F_S(x-x')$ – апаратна функція нашої установки для $x = x'$.

Для великих значень S_D , коли $D_S = f_2/f_1 S_D \gg S_R = 0,45 \text{ мм}$ на експерименті вимірюється не структура хроматизму, а апаратна функція $F_S(x)$ установки. Для $D_S \ll S_R$ реєструюча щілина S_R усереднює спектр світла в межах своєї ширини, але відображає в деякій мірі реальний розподіл спектру на екрані $F(x)$.

Для $D_S \approx S_R$ апаратна функція $F_S(x)$ є трикутною і легко обчислюється. Для реалізації цього випадку в наших умовах вхідна щілина УФ-2 повинна мати ширину $S_D \approx 22 \text{ мкм}$. Однак відповідний розмір щілини на екрані $D_S = 0,45 \text{ мм} \approx 0,07 \Delta$ для $L_E = 67 \text{ см}$ є набагато меншим в порівнянні з розрахунковою зоною хроматизму $\approx 0,9 \Delta$ для мікропризми $PD = 30,0 \Delta$.

Щілина $S_D = 30 \text{ мкм}$ для призми $PD = 30,0 \Delta$ формує видимий людським оком контур хроматизму на екрані $\Delta D_A \approx 1,0 \Delta$, який набагато більше, ніж апаратна функція $F_S(x)$. Тому можна вважати зареєстрований контур інтенсивності близьким до реального і всі основні вимірювання біли виконані з шириною щілини $S_D = 30 \text{ мкм}$ без корекції отриманих даних на апаратну функцію $F_S(x)$. Призми розміщувались на максимально можливій відстані $L_E = 67 \text{ см}$, тому переміщення на екрані $\Delta D_S = 1 \text{ мм}$ для цього випадку еквівалентно $\Delta PD = 0,15 \Delta$. Деякі з отриманих результатів для мікропризми $PD = 30,0 \Delta$ показані на рис. 7.19. Кутове положення $\gamma = 16,7$ град. відповідає довжині хвилі $\lambda = 0,56 \text{ мкм}$.

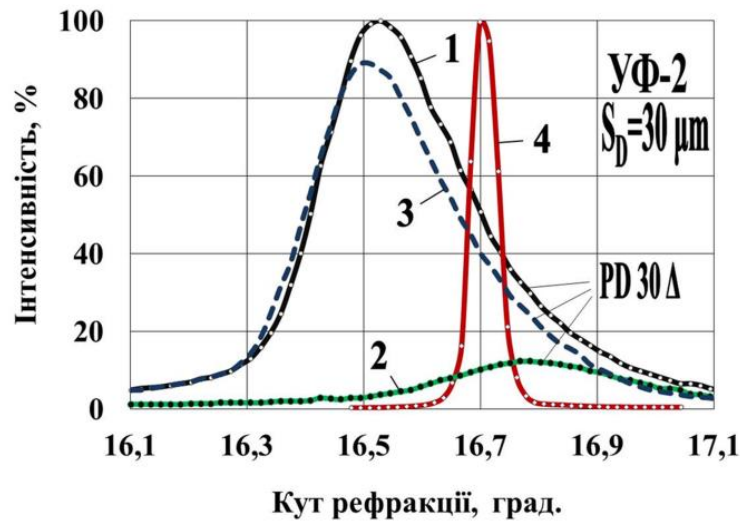


Рис. 7.19. Зона хроматизму на екрані для щілини УФ-2 для мікропризми $PD = 30,0 \Delta$ для фотодіода ФД288А: 1– без фільтрів; 2– фільтр ЗС-8; 3– ЖС-18; 4– апаратна функція $F_S(x)$;

Отриманий експериментально розподіл хроматизму (рис. 7.19) за структурою схожий на розрахункові дані, показані на рис. 7.14. Різниця в зоні малих кутів γ між даними на рис. 7.14 та рис. 7.19 пояснюється саме впливом апаратної функції стенду $F_S(x)$, особливо для інфрачервоної зони спектру $\gamma = 16,1\text{--}16,4$ град.

Розраховане зменшення області хроматизму $\Delta\gamma_S$ та її зміщення в червону зону для кутів $\gamma = 16,5\text{--}16,9$ град. (рис. 7.14) не реєструється експериментально, це обумовлено спектральною чутливістю $k_D(\lambda)$ використаного фотодіода ФД288А, яка має максимум при $\lambda = 0,8$ мкм або $\gamma = 16,39$ град. (рис. 7.12, крива 1). Експериментальні дані для ліній видимого спектру $\Delta\lambda = 0,46\text{--}0,65$ мкм ($\gamma = 16,5\text{--}16,9$ град.) з фільтрами та без них практично збігаються, результати важко аналізувати через дуже малі відмінності між інтенсивністю світла з фільтрами і без них.

Необхідні більш точні кількісні вимірювання з фотодіодами, подібними до типу S9219 (фірма "Hamamatsu", Японія) [190] або BPW21R (фірма "Vishay", Польща) [191], що імітують характеристики людського ока і мають максимальну спектральну чутливість на довжині хвилі $\lambda = 0,56$ мкм (рис. 7.12, крива 5).

Модельована структура хроматизму світла при врахуванні спектральних характеристик діода *BPW21R* показана на рис. 7.20. Очікуваний ефект впливу фільтрів у темно-синій зоні спектру (діапазон довжин $\lambda = 0,41\text{--}0,48\text{ мкм}$ або кутів $\gamma = 16,8\text{--}17,1$ град.) може бути істотним.

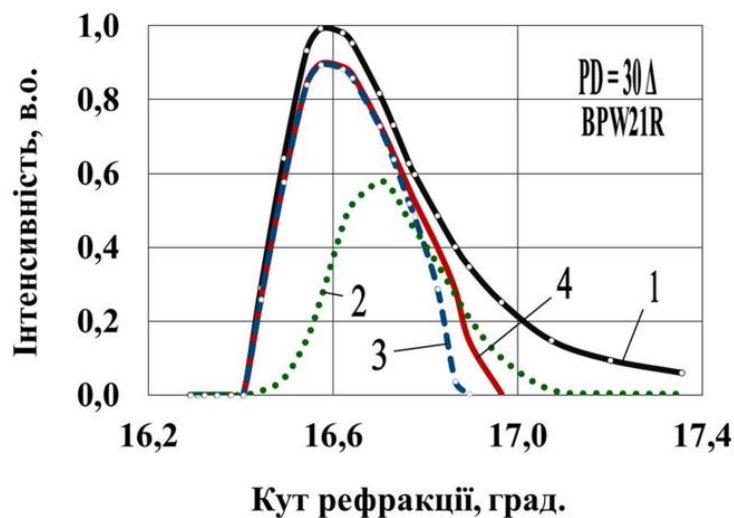


Рис. 7.20. Модельований розподіл білого світла для мікропризми $PD = 30 \Delta$ для фотодіода *BPW21R*:
1— без фільтрів; 2— 3C-8; 3— ЖС-18; 4— ЖС-17

Реально отримані для фотодіода *BPW21R* експериментальні дані показали, що зменшення зони хроматизму при використанні фільтра ЖС-18 становить $\approx 0,2$ град., або $\approx 10\%$. Зелений фільтр 3C-8 зменшує хроматизм майже в 3 рази (рис. 7.21).

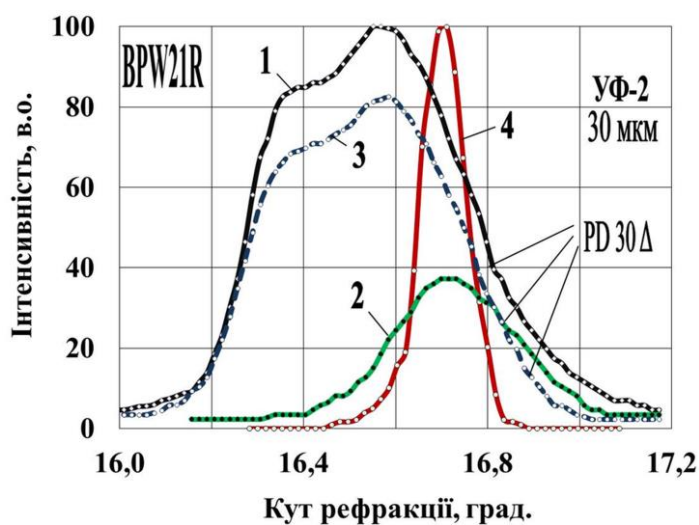


Рис. 7.21. Зона хроматизму на екрані для мікропризми $PD = 30,0 \Delta$ для фотодіода *BPW21R*: 1— без фільтрів; 2— фільтр 3C-8; 3— ЖС-18; 4— апаратна функція $F_s(x)$

Різниця розрахункових даних та результатів вимірювань зумовлена відхиленням реальної спектральної чутливості діода *BPW21R* від паспортних даних.

Отримані експериментальні дані для видимого діапазону спектру безперечно показали можливість зменшення зони хроматизму мікропризм при використанні зелено-синього фільтру *ЗС-8*.

Жовто-сині фільтри *ЖС-17* та *ЖС-18* також помітно зменшують зону хроматизму, що важливо для точного вимірювання гостроти зору пацієнтів.

7.4. Висновки до розділу 7

Досліджено вплив хроматизму на оптичні характеристики мікропризмових елементів, отримані кількісні характеристики розширення зображень внаслідок дифракції білого світла на мікропризмових елементах Френеля, запропоновано методи практичного розрахунку зазначених явищ і їх корекції.

Показано, що використання відповідних світлофільтрів дозволяє усунути фіолетову і червону складову хроматизму, що зменшує вплив дисперсії світла і відповідно підвищує гостроту зору. Для цього можна рекомендувати комбінацію світлофільтрів ЖС-18+СЗС-22. Однак більш зручно використовувати кольорові компенсатори косоокості, які виготовлені безпосередньо з кольорових оптичних пластмас необхідної марки, або з білого поліметилметакрилату з додаванням відповідних барвників.

Досліджено вплив світлофільтрів на контраст тестових зображень, сформованих мікропризмами Френеля. Математичне моделювання довело можливість значного зменшення зони хроматизму при використанні зелено-синіх фільтрів типу ЗС-8. Цей ефект у свою чергу збільшує контраст тестових зображень. Експериментальні дані також підтвердили зменшення зони хроматизму мікропризм при використанні жовто-синіх фільтрів ЖС-17 та ЖС-18.

Отримані дані важливі тому, що жовті фільтри використовуються на практиці саме для збільшення контрасту зображень. Кількісний вплив кольорових фільтрів на зону хроматизму та на контраст тестових зображень необхідно додатково дослідити за допомогою фотореєструючих пристроїв, які більш точно імітують спектральну чутливість людського ока.

РОЗДІЛ 8. МОДЕЛЮВАННЯ АХРОМАТИЗУЮЧИХ МІКРОПРИЗМОВИХ ПРИСТРОЇВ

Застосування мікропризм в будь-якій галузі, зазвичай, пов'язано з проблемою хроматизму внаслідок дисперсії білого світла на мікрорельєфі. У багатьох дослідженнях повідомлялося про погіршення сформованих оптичних зображень і гостроти зору пацієнта при проведенні офтальмологічної діагностики з використанням мікропризм [158–166].

Останнім часом проведені детальні дослідження впливу мікропризми на контрастність і роздільну здатність тестових зображень з використанням нового електронного методу [106, 179, 180]; авторами визначено помітне зниження роздільної здатності штрихових тест-об'єктів при використанні мікропризм за рахунок впливу хроматизму білого світла. Отже, можна вважати, що хроматизм є шкідливим для офтальмологічних застосувань.

Для зниження хроматичних аберацій при виготовленні мікропризмових елементів необхідно використовувати оптичні пластики з максимальним коефіцієнтом Аббе k_{AB} [106]. Іншим методом є використання відповідних кольорових фільтрів [95]. У цьому напрямку введення барвника безпосередньо в матеріал призми є перспективним методом, проте усі методи з барвниками та фільтрами в будь-якому вигляді не дуже зручні.

Найбільш привабливим напрямком боротьби з хроматизмом призм є розробка ахроматичних призм спеціальної форми. Широко відомі роботи з формування ахроматичних призм з використанням двох і більше заломлюючих призм із спеціальним рельєфом, виготовлених з різних оптичних матеріалів [192–197], спеціально підібраних для компенсації хроматизму.

Однак, найбільш перспективним методом є використання рефракційно-дифракційних мікропризм зі спеціальним подвійним рельєфом [66]. Для офтальмологічних мікропризм Френеля, окрім хроматизму, існує і явище дифракції, яке викликає подальше погіршення гостроти зору пацієнта, але

зазначена вище дифракція може бути використана для компенсації хроматизму.

В таких рефракційно-дифракційних структурах перший заломлюючий мікрорельєф використовується для відхилення світлового пучка, а другий дифракційний – для компенсації хроматизму першої мікропризми. Дисперсійний "позитивний" хроматизм першої заломлюючої призми і дифракційний "негативний" хроматизм [197] другої призми, яка фактично є дифракційною ґраткою з малим кроком, протилежно направлені. Таким чином, дисперсійний хроматизм може бути повністю компенсований дифракційною ґраткою. Головною перевагою таких оптичних пристроїв є те, що вони практично плоскі і дуже тонкі.

Добре відомий метод компенсації хроматичних явищ за подібною моделлю для заломлюючих лінз шляхом застосування голографічних оптичних елементів [197]. Всі відповідні ранні роботи з цього напрямку узагальнені автором [198]. В останній недавній статті на цю тему [199] також досліджувався вплив голографічних структур на фокусні відстані для різних довжин хвиль саме для рефракційних лінз.

В роботі [200] також запропоновано використовувати гібридні рефракційно-дифракційні структури для створення ахроматичних фокусуючих лінз. Схема такої структури наведена на рис. 8.1.

Однак ми розглядаємо гібридні мікропризмові структури, які використовуються не для фокусування, а для рефракції світлових променів на заданий кут. Для цього необхідна зовсім інша модель розрахунків. В даному випадку розглядається безпосередньо вплив дифракційної ґратки на зону дисперсійного хроматизму рефракційних мікропризм. Ми намагаємося зменшити зону хроматизму тільки для видимого спектру, тому що в першу чергу розглядаються мікропризми для офтальмологічних застосувань з пацієнтами, які переглядають тестові офтальмологічні таблиці в білому світлі.

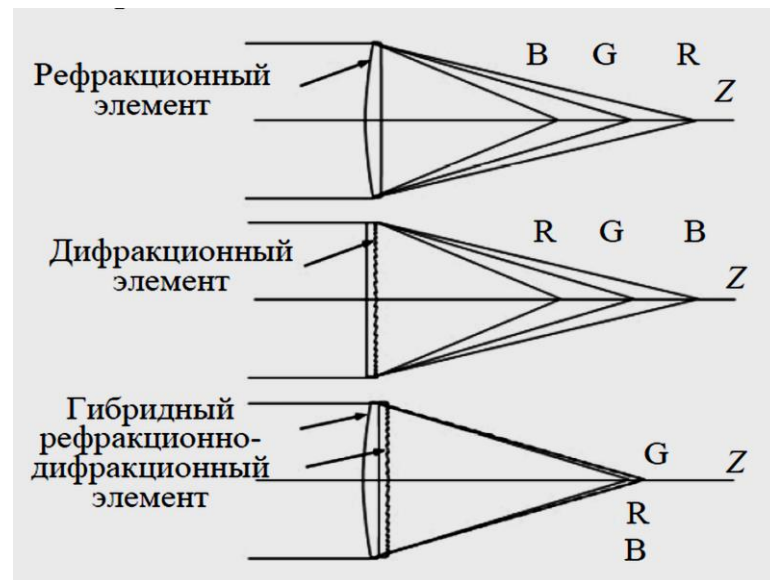


Рис. 8.1. Схема рефракційно-дифракційної ахроматичної лінзи [200]

Після виходу роботи [66] в літературі не публікувалося даних щодо розробки вищезазначених рефракційно-дифракційних ахроматичних призм за зазначеним принципом, який полягає у створенні мікропризм з подвійним рельєфом. Таким чином, необхідно модулювання та розрахунки оптичних параметрів таких призмових систем для їх практичного виготовлення.

Автором розроблена модель структури та розраховані оптичні параметри таких ахроматизуючих мікропризм з подвійним рельєфом для офтальмологічних застосувань [201]. Детально розглянуто особливості таких рефракційно-дифракційних структур і оптичні характеристики виготовлених зразків ахроматизуючих мікропризм для проектування високоефективних ахроматичних оптичних пристроїв.

8.1. Метод моделювання подвійних рефракційно-дифракційних мікропризмових структур

Модель ахроматичної рефракційно-дифракційної структури для випадку нормального падіння світлового пучка на утворюючу поверхню рефракційної призми показана на рис. 8.2, на якому W – крок мікрорельєфу рефракційної призми, H – номінальна глибина рельєфу, α_R – заломлюючий кут

призми, β — зворотний кут мікропризми, θ_R — кут відхилення світлового пучка після першої призми, а φ_F / φ_A — кут дифракції / інтерференції для амплітудно-фазової ґратки або амплітудної ґратки.

Для дифракційної ґратки W_X — крок мікрорельєфу, h —номінальна глибина рельєфу, α_X — кут заломлення, θ_X — кут відхилення світлового пучка після дифракційної ґратки.

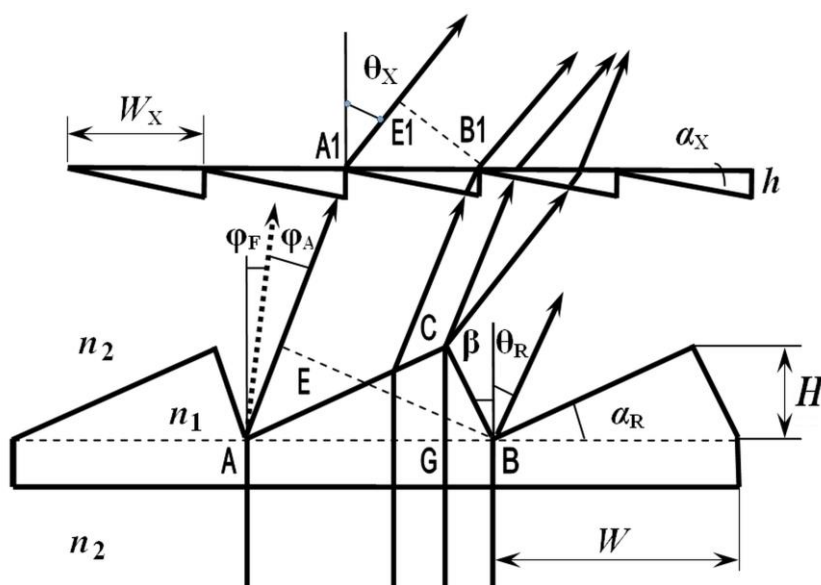


Рис. 8.2. Модель рефракційно-дифракційної ахроматичної структури

Нормальне надходження світлового променя на поверхню призми є стандартною умовою застосування мікропризм в офтальмологічній діагностиці. Тому в даному розділі розглянуто тут саме цей фізичний випадок. Падіння променів під кутом до утворюючої поверхні не є звичайним для такої діагностики, але і цей випадок буде розглянуто в майбутньому. Відбиття променя світла від утворюючої поверхні призм зменшують загальне світлопропускання для ПММА на $\approx 8,0\%$ [10], але не змінює отримані основні висновки.

Хроматичні явища для першої рефракційної призми будемо визначати, як і в розділах 6–7, за допомогою закону Снеліуса [20], враховуючи залежність показника заломлення n від довжини хвилі світла λ :

$$n_1(\lambda) \sin \varphi_1 = n_2(\lambda) \sin \varphi_2, \quad (8.1)$$

де φ_1 і φ_2 — кути поширення світла в першому і другому середовищах, відповідно, а $n_1(\lambda)$ і $n_2(\lambda)$ — показники заломлення рефракційної мікропризми і середовища, відповідно, для певної довжини хвилі λ .

Для заданого кута α_R рефракційної призми кут відхилення θ_R залежить від довжини хвилі λ , оскільки показник заломлення $n(\lambda)$ мікропризми залежить від значення λ . Таким чином, утворюється зона дисперсійного хроматизму $\Delta(\lambda_1\lambda_2)_R$. З використання виразу (8.1) значення $\Delta(\lambda_1\lambda_2)_R$ може бути визначено для двох граничних довжин хвиль λ_1 і λ_2 в залежності від кута заломлення призми α_R таким чином:

$$\Delta(\lambda_1\lambda_2)_R = \theta_{R1} - \theta_{R2} = \sin^{-1}\{\sin \alpha_R n_1(\lambda_1)/n_2(\lambda_1)\} - \sin^{-1}\{\sin \alpha_R n_1(\lambda_2)/n_2(\lambda_2)\} \quad (8.2)$$

Таким чином, величина зони дисперсійного хроматизму $\Delta(\lambda_1\lambda_2)_R$ повністю визначається кутом заломлення α_R рефракційної призми, а також залежністю показника заломлення $n(\lambda)$ від довжини хвилі λ .

Для розрахунку хроматичних явищ були використані показники заломлення $n(\lambda)$ матеріалів з роботи [145]. Мікропризми, зазвичай, виготовляються з ПММА, тому значення $n(\lambda)$ для ПММА [145] саме зображені на рис. 8.2.

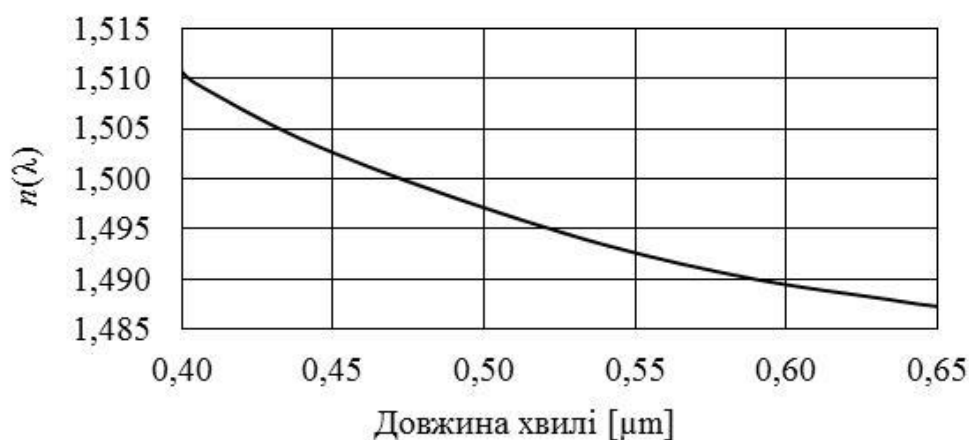


Рис. 8.3. Показник заломлення $n(\lambda)$ for ПММА [145]

Зона дисперсійного хроматизму $\Delta(\lambda_1\lambda_2)_R$, визначена згідно з рівнянням (8.2) для видимого діапазону спектру ($\lambda_1 = 0,6328$ мкм – $\lambda_2 = 0,4047$ мкм) для ПММА показана на рис. 8.4 (крива 1, град.).

Крива 2 являє собою розрахований крок рельєфу W_X для ахроматизуючої призми, яка функціонує в першому порядку дифракції та забезпечує повну компенсацію дисперсійного хроматизму $\Delta(\lambda_1\lambda_2)_R$ першої рефракційної призми (крива 1) при різній її призматичній дії Δ .

Наприклад, для призми $PD = 30^\circ$, величина дисперсійного хроматизму $\Delta(\lambda_1\lambda_2)_R$ для діапазону $\Delta\lambda = 0,4044\text{--}0,6563$ мкм дорівнює $\Delta(\lambda_1\lambda_2)_R = 0,85$ град., або $1,8^\circ$ (див. розділ 7, рис. 7.2). Тому з кривої 2 для точки $PD = 30^\circ$ визначаємо, що для повної компенсації такого хроматизму $\Delta(\lambda_1\lambda_2)_R$ необхідно застосовувати дифракційну ґратку з кроком $W_X \approx 1,1$ мкм.

Для призми $PD = 5,0^\circ$ значення $\Delta(\lambda_1\lambda_2)_R = 0,13$ град. і крок $W_X = 5,1$ мкм. Отже, крок W_X повинен бути досить малий, щоб компенсувати дисперсійний хроматизм. Наведену на рис. 4 криву 2 детально будемо обговорювати пізніше.

Для мікропризми дією $PD = 30^\circ$ зона дисперсійного хроматизму $\Delta(\lambda_C\lambda_H)_R$ для видимого спектрального діапазону $\Delta\lambda = 0,4047\text{--}0,6328$ мкм складає $\approx 0,85$ град.

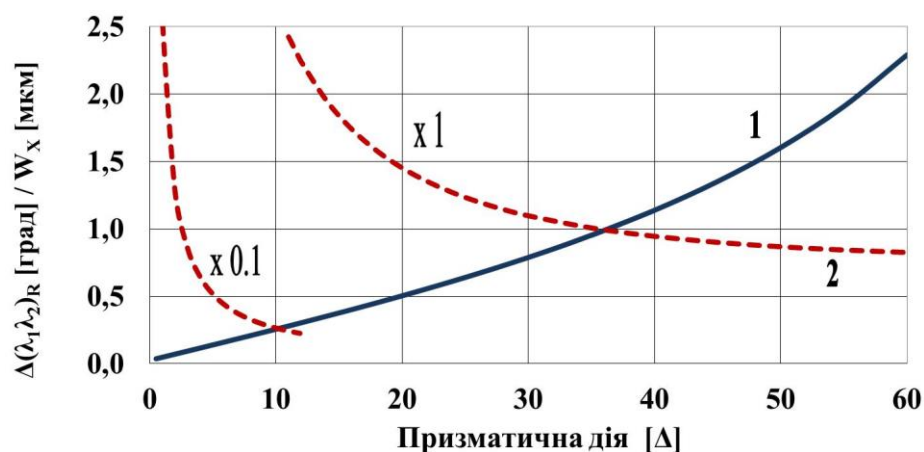


Рис. 8.4. Зона дисперсійного хроматизму $\Delta(\lambda_1\lambda_2)_R$ (крива 1, град) і крок рельєфу W_X (крива 2, мкм) ахроматизуючої призми для дифракції першого порядку

Для практичного розгляду дифракції і інтерференції може бути використана спрощена модель, в якій світлові хвилі вважаються плоскими. У цій моделі початкову різницю фаз променів світла $\Delta_i = (AE - CG)$ (рис. 8.1) можна врахувати простим поворотом системи координат на кут рефракції променів $\theta_R(\lambda)$, який легко визначити для кожної довжини хвилі λ за допомогою закону Снеліуса (вираз 8.1). Таким чином, для цієї моделі кут рефракції θ_R визначає кут дифракції $\varphi_D = 0$ для світла, який пройшов через мікрорельєф.

Для амплітудної ґратки в цій моделі дифракційні кути $\varphi_D(\lambda)$ та інтерференційні кути $\varphi_I(\lambda)$ вимірюються від напрямку кута відхилення $\theta_R(\lambda)$ (рис. 8.2, кут φ_A). Для розрахунку інтенсивності I_λ світла, що проходить через мікропризму, можуть бути використані раніше використані рівняння для амплітудної ґратки [136].

$$I_\lambda = I_0 (\sin A \sin NB)^2 / (A \sin B)^2, \quad (8.3)$$

де N – кількість щілин; $A = (\pi b / \lambda) \sin \varphi_D$; $B = (\pi d / \lambda) \sin \varphi_I$.

В напрямку кута $\theta_R(\lambda)$ (рис. 8.2), період ґратки $d_\theta = BE = AB \cos \theta_R$ і ефективна апертура $b_\theta = \{BE - CB \sin(\theta_R + \beta)\}$. Для зворотного кута $\beta = 0$ період ґратки $d_\theta = W \cos \theta_R$ і апертура $b_\theta = W (\cos \theta_R - \tan \alpha_R \sin \theta_R)$. Аналогічні співвідношення справедливі і для другої ахроматизуючої ґратки:

$$\begin{aligned} d_\theta &= W_X \cos \theta_X \\ b_\theta &= W_X (\cos \theta_X - \tan \alpha_X \sin \theta_X) \end{aligned} \quad (8.4)$$

Величина N визначає зону мікрорельєфу, через яку досліджуваний зоровий об'єкт фокусується на сітківці ока людини або визначає освітлену область ґратки. При стандартному освітленні діаметр зіниці ока складає $D_R \approx 2,4$ мм; отже, для кроку мікрорельєфу $W = 600$ мкм цей діаметр відповідає значенню $N = 4$, для якого розмір освітленої зони $NW = 2400$ мкм точно дорівнює діаметру D_R . Відповідно, для кроку

$W = 55$ мкм значення $N = 2400 / W$ становить приблизно 44. Такі значення N і було використано при моделюванні дифракційних явищ.

Для будь-якої довжини хвилі λ ширина основного дифракційного максимуму дорівнює $\delta D = \sin^{-1}\{2\lambda/b\}$; дифракційні мінімуми розташовані на кутах дифракції $\varphi_{Dm} = \sin^{-1}\{k_m(\lambda/b)\}$, де $k_m = 1, 2, 3, 4 \dots$ є дифракційними порядками [201].

Відповідно, кути інтерференційних максимумів $\varphi_{Ii} = k_i \sin^{-1}(\lambda/d)$, де $k_i = 0, 1, 2, 3, 4 \dots$ – порядок інтерференції. Ширина інтерференційного максимуму $\delta I = \sin^{-1}\{\lambda/(Nd)\}$ визначається числом щілин N .

В нашому випадку для малих кутів φ_{Ii} період ґратки дорівнює $d \approx W = 600$ мкм, значення $N = 4$; таким чином, значення Nd становить ≈ 2400 . Величина Nd , за своєю суттю, є лінійним розміром освітленої зони ґратки [мкм]. При менших значеннях W число щілин N пропорційно збільшується ($N = 2400/W$), таким чином, величина Nd є константою. Тому ширина інтерференційних максимумів δI має однакове значення для всіх розглянутих ґраток, незалежно від їх кроку W .

Для точного розрахунку оптичних характеристик ахроматизуючої мікропризми, яка фактично є амплітудно-фазовою ґраткою, необхідно враховувати початкову різницю фаз між інтерферуєчими променями [198]. Дифракційну складову A в виразі (8.3) в цьому випадку можна визначити наступним чином:

$$A_F = (\pi b/\lambda) (\sin\varphi_D - \sin\theta_X) \quad (8.5)$$

де θ_X – кут відхилення променя певної довжини хвилі λ , а φ_D – кут дифракції.

Для моделі амплітудно-фазової решітки кути дифракції φ_D відраховуються [202] від нормалі до утворюючої поверхні мікропризми (рис. 8.2, кут φ_F). В виразах (8.3–8.4) інтерференційна складова $B = (\pi d/\lambda) \sin \varphi_I$ не змінюється, але кути інтерференції φ_I в цьому випадку також вимірюються від нормалі до утворюючої поверхні [202].

Для заломлюючих мікропризм із звичайною залежністю показника заломлення $n(\lambda)$ від довжини хвилі λ , коли $dn(\lambda)/d\lambda < 0$, згідно із законом Снеліуса (8.1), світлові промені з більшою довжиною хвилі (наприклад, темно-червоні ($\lambda_C = 0,6328$ мкм)) відхиляються на менший кут відхилення θ_D , ніж промені з меншою довжиною хвилі (наприклад, темно-сині ($\lambda_H = 0,4047$ мкм)). Таким чином, формується дисперсійна "позитивна" [201] зона хроматизму $\Delta(\lambda_C\lambda_H)_R$.

Для дифракційної ґратки, яка освітлюється когерентним світлом з різними довжинами хвиль λ формується система інтерференційних максимумів з кутовим періодом $\delta I = \sin^{-1}(\lambda/d)$ і з кутами $\varphi_{Im} = k_i \sin^{-1}(\lambda/d)$, де $k_m = 0, 1, 2, \dots$. Таким чином, кути дифракції φ_{Im} , навпаки, для певного порядку k_m зменшуються зі зменшенням довжини хвилі λ . Таким чином, темно-синя довжина хвилі ($\lambda_H = 0,4047$ мкм) відхиляється на менші кути, ніж темно-червона ($\lambda_C = 0,6328$ мкм), і формується дифракційна "негативна" [201] зона хроматизму $\Delta(\lambda_C\lambda_H)_X$, але в протилежному напрямку.

Таким чином, напрямки хроматизму рефракційної мікропризми і дифракційної ґратки спрямовані назустріч один одному. В результаті "дисперсійна" зона хроматизму мікропризми $\Delta(\lambda_C\lambda_H)_R$, що визначається виразом (8.2), може бути повністю компенсована "дифракційним" хроматизмом ґратки $\Delta(\lambda_C\lambda_H)_X$.

Оскільки положення інтерференційного максимуму другого порядку для довжини хвилі $\lambda_C = 0,6328$ мкм практично збігається з максимумом третього порядку для $\lambda_H = 0,4047$ мкм, така ахроматизуюча мікропризма може бути ефективно функціонувати тільки в випадку дифракції першого порядку.

Окрім того, інтерференційні максимуми першого порядку для $\lambda_C = 0,6328$ мкм і $\lambda_H = 0,4047$ мкм повинні розміщуватися в межах головного дифракційного максимуму $m = 0$ при куті дифракції θ_X , який для моделі амплітудної ґратки [201] дорівнює куту рефракції ахроматизуючої призми $\theta_X = \{\sin^{-1}(n_1(\lambda_E)/n_2(\lambda_E)) - \alpha_X$. Отже, для середини видимого спектрального

діапазону з довжиною хвилі $\lambda_E \approx 0,52$ мкм, кутовий період інтерференційних максимумів $\delta I = (\lambda_E/d)$ повинен приблизно дорівнювати куту рефракції θ_X . Звідси можна отримати значення кроку W_X ахроматизуючої мікропризми залежно від її призматичної дії $PD = 100 \operatorname{tg} \theta_X$ для дифракції першого порядку:

$$W_X = 0,52 / \{ \sin^{-1}[(n_1(\lambda_E)/n_2(\lambda_E) \sin \alpha_X] - \alpha_X \} \text{ [мкм]}. \quad (8.6)$$

Залежність W_X від призматичної дії PD , отримана згідно з виразом (8.6), саме і наведена на рис. 8.3 (крива 2, мкм). Оскільки кут заломлення рефракційної призми α_X повинен бути досить малим, для процедури ахроматизації необхідно використовувати тільки мікропризми призматичною дією $PD = 0.5\text{--}1.0 \Delta$, оскільки для великих кутів заломлення α_X значення W_X стають занадто малими для їх практичної реалізації.

Для малих кутів мікропризм α_X або для невеликих відповідних кутів заломлення θ_X , коли крок рельєфу ґратки $W_X \approx d \approx b$, залежність зони дифракційного хроматизму $\Delta(\lambda_C \lambda_H)_X$ від кроку W_X для першого порядку дифракції можна визначити наступним чином:

$$\Delta(\lambda_C \lambda_H)_X = (\varphi_{IC} - \varphi_{IH}) = \sin^{-1}(\lambda_C/W_X) - \sin^{-1}(\lambda_H/W_X) \quad (8.7)$$

Величина $\Delta(\lambda_C \lambda_H)_X$ в залежності від кроку мікрорельєфу W_X , отримана за виразом (8.7), зображена на рис. 8.5.

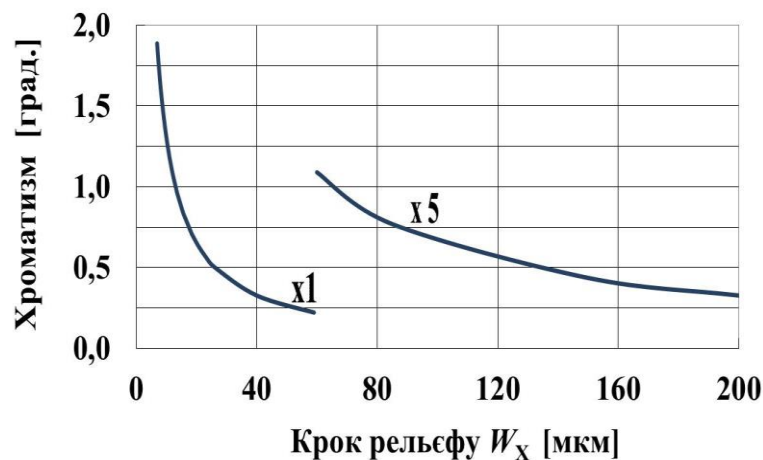


Рис. 8.5. Ширина зони дифракційного хроматизму для першого порядку ахроматизуючої призми в залежності від кроку рельєфу W_X

Наприклад, для мікропризми, яка функціонує в дифракційній моді першого порядку, з кроком $W_X \approx 6,3$ мкм, який досить легко реалізувати на практиці, може бути повністю компенсований "дисперсійний" хроматизм заломлюючої призми $\Delta(\lambda_C \lambda_H)_R$ величиною до 2,0 град.

Порівнюючи вирази 8.2 і 8.7, можна отримати наближену залежність кроку рельєфу дифракційної ґратки W_X від кута заломлення α_X , тобто від призматичної дії PD рефракційної призми, хроматизм якої повинен бути компенсований. Для видимого діапазону спектра для мікропризми, що складається з ПММА (показник заломлення $n_{1e} = 1.492$ для $\lambda_E = 0,5600$ мкм), яка знаходиться в повітрі ($n_{2e} = 1,0$),

$$W_X \approx 10,3 (\sin \alpha_R)^{-1} \quad (8.8)$$

Графік W_X отриманий за допомогою виразу (8.8) зображений на рис.8.6 (крива 1). Для порівняння наведено також результати точних розрахунків W_X (крива 2), виконаних Лапчуком [94]. Для мікропризм $PD < 30 \Delta$ обидва результати майже ідентичні.

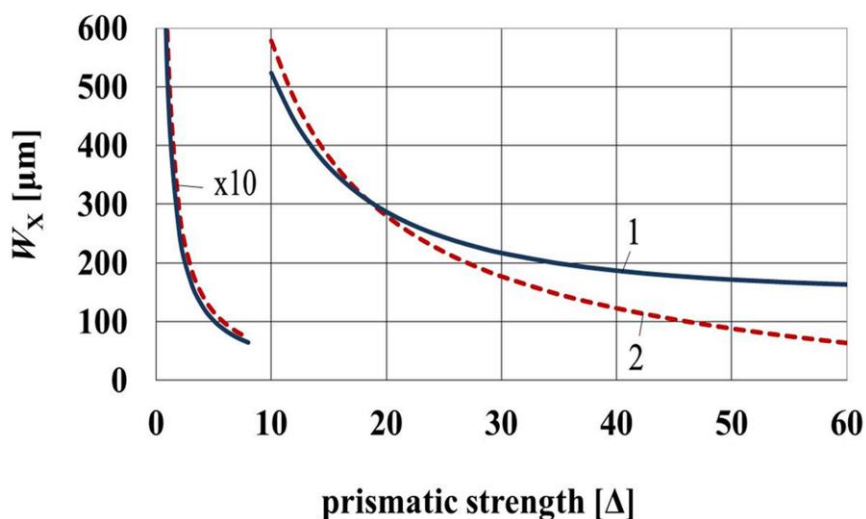


Рис. 8.6. Розрахований крок рельєфу W_X для ахроматизуючої мікропризми

Розглянемо більш детально процес формування інтерференційних максимумів і визначимо кутові параметри таких ахроматизуючих структур. Метою є визначення параметрів ґратки, при яких одиничний інтерференційний максимум інтенсивності для "червоної" довжини хвилі $\lambda_C = 0,6328$ мкм перетворюється в одиничний темно-синій максимум інтенсивності з довжиною хвилі $\lambda_H = 0,4047$ мкм. Тільки в цьому випадку можна очікувати компенсацію хроматизму.

На рис. 8.7–8.8 показані розраховані дифракційні характеристики (вирази 8.3–8.5) для ахроматизуючої мікропризми $PD = 1.0 \Delta$ з кроком $W = 27$ мкм (рис. 8.7) та 55 мкм (рис. 8.8) для двох граничних довжин хвиль $\lambda_C = 0,6328$ мкм (червоні лінії) і $\lambda_H = 0,4047$ мкм (темно-сині). Суцільні тонкі лінії являють собою дифракційні криві для $\lambda_C = 0,6328$ мкм (червоні) і $\lambda_H = 0,4047$ мкм (темно-сині); пунктирні лінії являють собою інтерференційні криві різних порядків, відповідно.

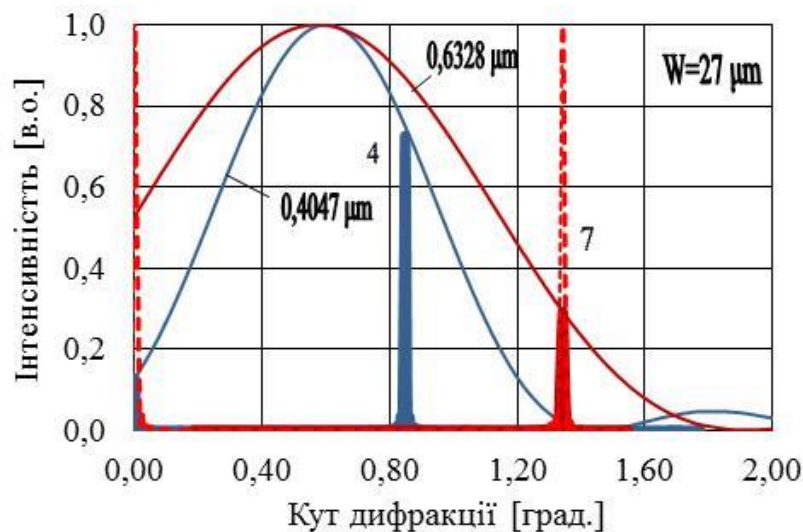


Рис. 8.7. Положення інтерференційних максимумів для мікропризми $PD = 1.0 \Delta$ з кроком $W = 27$ мкм: 4– $W27kI-B$ ($W=27$ мкм, синій, 1-й порядок); 7– $W27kI-R$ (27 μm, червоний, 1-й порядок)

Відзначимо, що експериментально будуть спостерігатися тільки такі результуючі інтерференційні максимуми, які знаходяться в межах основного дифракційного максимуму і для яких коефіцієнти A і B в виразі 8.3 мають ненульові значення. Розраховані такі результуючі максимуми інтенсивності

позначені суцільними товстими лініями для $\lambda_C = 0,6328$ мкм (червоні) і $\lambda_H = 0,4047$ мкм (темно-сині).

Так, для кроку рельєфу $W = 27$ мкм при $\lambda_C = 0,6328$ мкм в зоні основного дифракційного максимуму з кутом $\varphi_{D1} = 0,569$ град реалізується одиничний червоний максимум першого порядку під кутом $\varphi_{I1} = 1,343$ град. (рис. 8.7-а, крива 7, червоний пік $W27k1-R$). При зменшенні довжини хвилі до $\lambda = 0,4047$ мкм цей максимум перетворюється в одиничний синій інтерференційний максимум першого порядку під кутом $\varphi_{I2} = 0,849$ град. (рис. 8.7-а, крива 4, синій пік $W27k1-B$) в основній зоні дифракційного максимуму з кутом $\varphi_{D2} = 0,593$ град., тобто кутова різниця між положеннями максимумів становить $\varphi_{I1} - \varphi_{I2} = 0,494$ град. Таким чином, використовуючи цю ґратку, може бути реалізована практично повна компенсація "дисперсійного" хроматизму $\Delta(\lambda_1\lambda_2)_R$ для мікропризми $PD = 16.0 \Delta$, для якої значення дисперсійного" хроматизму $\Delta(\lambda_1\lambda_2)_X = 0,461$ град. (вираз 8.2).

Результати моделювання для аналогічної мікропризми з кроком рельєфу $W = 55$ мкм наведені на рис. 8.8. Для кроку рельєфу $W = 55$ мкм при довжині хвилі $\lambda = 0,6328$ мкм реалізується одиничний червоний інтерференційний максимум інтенсивності першого порядку при куті $\varphi_{I1} = 0,659$ град. (рис. 8.8, крива 2, червоний пік $W55k1-R$). При зменшенні довжини хвилі до $\lambda = 0,4047$ мкм цей інтерференційний максимум перетворюється в подвійні сині піки інтенсивності при куті $\varphi_{I1} = 0,417$ град. (рис. 8.8, крива 1, максимум першого порядку $W55k1-B$) і при куті $\varphi_{I2} = 0,833$ град. (рис. 8.8, крива 3, максимум другого порядку $W55k2-B$). Таким чином, для мікропризми $PD = 1.0 \Delta$ з кроком рельєфу $W = 55$ мкм ахроматизуючого ефекту не відбувається.

Результати моделювання кутових параметрів для максимумів інтерференції в червоній області ($\lambda = 0,6328$ мкм) і синій області спектру ($\lambda = 0,4047$ мкм) для іншої ахроматизуючої мікропризми $PD = 2.0 \Delta$ з кроком $W = 27$ мкм та 55 мкм зображені на рис. 8.9–8.10.

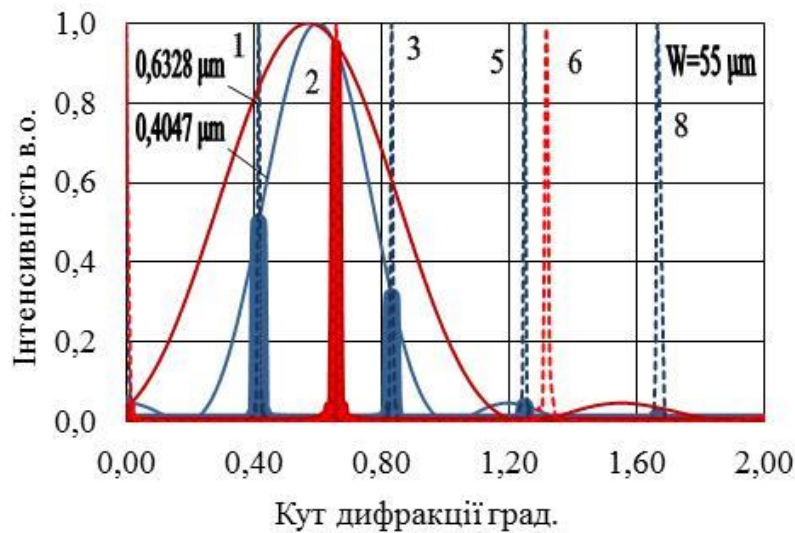


Рис. 8.8. Положення інтерференційних максимумів для мікропризми $PD = 1.0 \Delta$ з кроком $W = 55$ мкм: 1– максимум $W55k1-B$ ($W=55$ мкм, синій, 1-й порядок); 2– $W55k1-R$ (55 мкм, червоний, 1-й порядок); 3– $W55k2-B$ (55 мкм, синій, 2-й порядок); 5– $W55k3-B$ (55 мкм, синій, 3-й порядок); 6– $W55k2-R$ (55 мкм, червоний, 2-й порядок); 8– $W55k4-B$ (55 мкм, синій, 4-й порядок).

Для кроку $W = 27$ мкм (рис. 8.9) при зменшенні довжини хвилі від $\lambda = 0,6328$ мкм до $\lambda = 0,4047$ мкм відбувається трансформація одиночного червоного піку $W27k1-R$ (рис.8.9, крива 7) на два синіх (рис. 8.9, криві 4, 9).

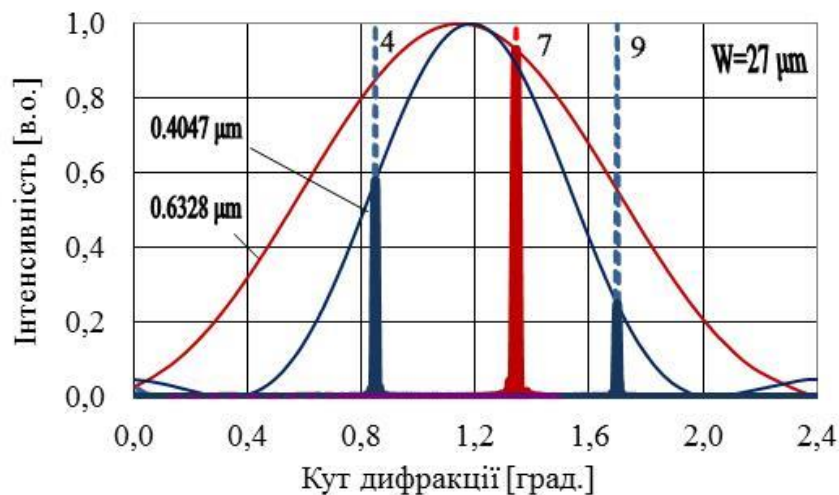


Рис. 8.9. Положення інтерференційних максимумів для мікропризми $PD = 2.0 \Delta$ з кроком $W = 27$ мкм: 4– максимум $W27k1-B$ (синій, 1-й порядок); 7– $W27k1-R$ (червоний, 1-й порядок); 9– $W27k2-B$ (синій, 2-й порядок)

Таким чином, в межах основного дифракційного максимуму при куті $\varphi_{D1} = \theta_R = 1.138$ град., який трансформується в кут дифракції

$\varphi_{D2} = \theta_R = 1.185$ град., відбувається тільки розширення інтерференційної картини без ахроматизації.

Однак для кроку $W = 55$ мкм для цієї мікропризми $PD = 2.0 \Delta$ інтенсивність світла перерозподіляється в спектрі з червоної зони в синю. Відповідні дані наведені на рис. 8.10. Кутове зміщення максимумів становить всього $\approx 0,2$ град. (рис. 8.10, червоний пік $W55k2-R$ (крива 6) та синій пік $W55k3-B$ (крива 5). Цього достатньо для повної компенсації дисперсійного хроматизму $\Delta(\lambda_1\lambda_2)_R$ тільки для мікропризми дією $PD = 7.0 \Delta$, для якої величина $\Delta(\lambda_1\lambda_2)_R = 0.198$ град. [197].

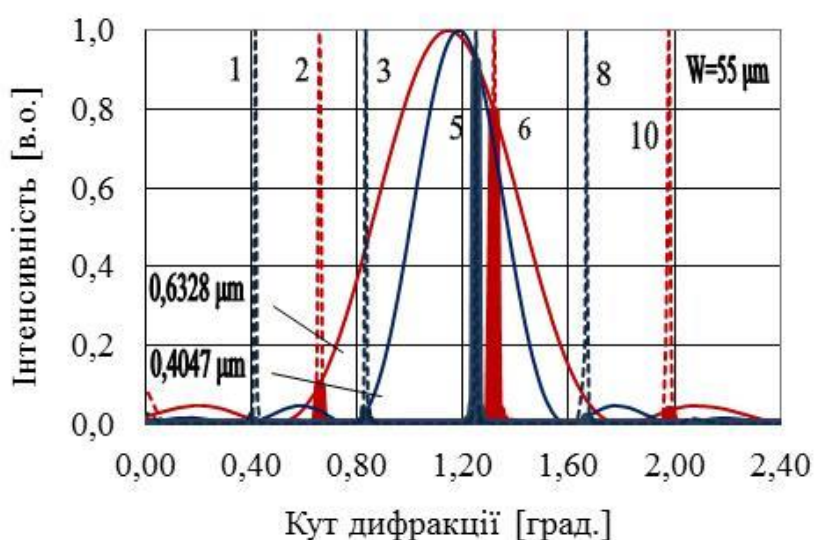


Рис. 8.10. Положення інтерференційних максимумів для мікропризми $PD = 2.0 \Delta$ з кроком $W = 55$ мкм: 1— максимум $W55k1-B$ (синій, 1-й порядок); 2— $W55k1-R$ (червоний, 1-й порядок); 3— $W55k2-B$ (синій, 2-й порядок); 5— $W55k3-B$ (синій, 3-й порядок); 6— $W55k2-R$ (червоний, 2-й порядок); 8— $W55k4-B$ (синій, 4-й порядок); 10— $W55k3-R$ (червоний, 3-й порядок).

Таким чином, для створення ахроматичних мікропризмових структур необхідно визначити оптимальні параметри дифракційної ґратки, за яких в межах головного дифракційного максимуму формується тільки один інтерференційний максимум першого порядку для червоної довжини хвилі λ . При зменшенні довжини хвилі λ максимуми більш високих порядків не повинні переходити в зону головного дифракційного максимуму.

Для малих кутів α_x , коли значення d та b майже однакові, теоретично існує тільки один інтерференційний максимум для будь-якого кроку рельєфу W_x в межах головного дифракційного максимуму. Тому для таких дифракційних ґраток з малим кроком мікрорельєфу, призначених для компенсації дисперсійного хроматизму рефракційних призм, можна очікувати наявності ахроматизуючого ефекту для розглянутих мікропризм.

8.2. Експериментальне дослідження розроблених зразків ахроматичних структур

Для експериментального аналізу мікропризових ахроматизуючих ґраток з оптимальними оптичними характеристиками, визначеними в результаті проведеного математичного моделювання, було виготовлено декілька зразків ахроматизованих мікропризм. Пластикові зразки мікропризм виготовлялися методом термопресування з використанням оригінальних металевих матриць, сформованих методом алмазного різання. Зазначені зразки формувалися з оптичного пластику *ПММА* марки "Plexiglas XT", який виготовляється концерном "Rohm Degussa" (ФРГ) [203]. Призматична дія виготовлених зразків становила $PD = 1.0 \Delta$ з кроком рельєфу $W_x = 48$ мкм та 55 мкм, а також $PD = 2.0 \Delta$ з кроком рельєфу $W_x = 23$ мкм та 27 мкм.

Оптична якість всіх виготовлених зразків (по 20 штук кожного номіналу) спочатку досліджувалась за допомогою мікроскопа типу *MBC-10*, а потім за стандартною методикою [201] контролювалася призматична дія кращих за відхиленням випромінювання *He-Ne* лазера з довжиною хвилі $\lambda = 0,6328$ мкм від досліджуваних мікропризм. В розділі 2 визначено, що, зміщення G [см] пучка світла від нульового положення для відстані спостереження $L = 1,0$ [м] визначає значення призматичної дії для досліджуваних мікропризм в призових діоптріях $\Delta = G/L$. Отримані значення Δ повинні збігатися з їх номінальними значеннями з точністю 0,5 %. Відібрані зразки (по 1 зразку кожного номіналу) аналізувалися з

використанням також *He-Ne* лазера для отримання кутового розподілу заломленого променя світла після досліджуваних призм.

Також були випробувані стандартні мікропризми дією $PD = 1,0\text{--}2,0 \Delta$ з кроком $W = 600$ мкм з діагностичного набору *KK-42* [52]. Діаметр лазерного променя $D_L \approx 2,5$ мм, таке значення практично ідентичне діаметру $D_R = 2,4$ мм, використаному при моделюванні параметрів призм. Отримані останні зазначені результати наведено в роботі автора [204].

На рис. 8.11 показані експериментально отримані дані для мікропризми $PD = 2,0 \Delta$ з кроком $W = 600$ мкм (червона суцільна лінія, ромби) і розрахована дифракційна крива для цієї мікропризми (чорна пунктирна лінія). Окрім того, зображені розрахункові інтерференційні максимуми (криві 1, 4, 10, сині пунктирні лінії) і результуючі інтерференційні максимуми k_{18} та k_{19} в зоні головного дифракційного максимуму з кутом $\varphi_D = 1,12$ град. для $\lambda = 0,6328$ мкм (чорна суцільна лінія).

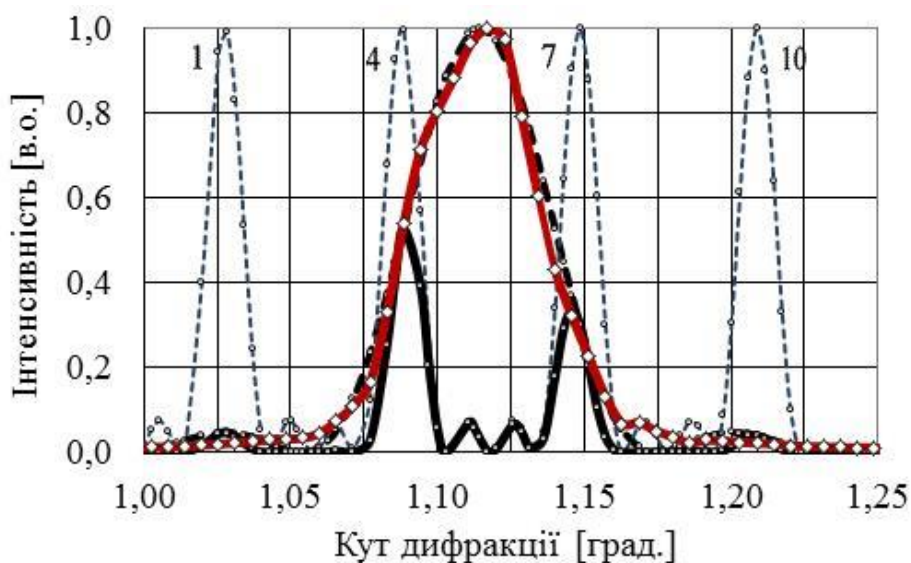


Рис. 8.11. Експериментальні (червоні) та розрахункові (сині) розподіли інтенсивності для мікропризми $PD = 2,0 \Delta$ з кроком $W = 600$ мкм:
1– $k_{17}(o)$; 4– $k_{18}(o)$; 7– $k_{19}(o)$; 10– $k_{20}(o)$.

Розраховані інтерференційні максимуми показані на рис. 8.12 для кроків мікрорельєфу $W = (600+25)$ мкм (пунктирна тонка лінія, сині квадрати) і для $W = (600-25)$ мкм (пунктирна тонка лінія, коричневі трикутники). Результуючі інтерференційні максимуми $k_{19}(+)$ and $k_{18}(-)$ в

межах головного дифракційного максимуму с кутом $\varphi_D = 1.12$ град зображені синіми і коричневими суцільними товстими лініями, відповідно. Експериментально отримані дані для мікропризми $W = 600$ мкм представлені на рис. 8.12 червоною лінією (червоні ромби).

Перш за все, експериментальні визначені кути φ_D для головного дифракційного максимуму для всіх досліджених кроків рельєфу W_X і призматичних дій мікропризм Δ точно відповідають кутам заломлення рефракційної призми θ_R . Кути максимумів інтерференції залежать від кроків рельєфу W_X і точно відповідають кутам $\varphi_{Ik} = k_m(\lambda/d)$, де $k_m = 0, 1, 2, 3, \dots$ – кути інтерференції.

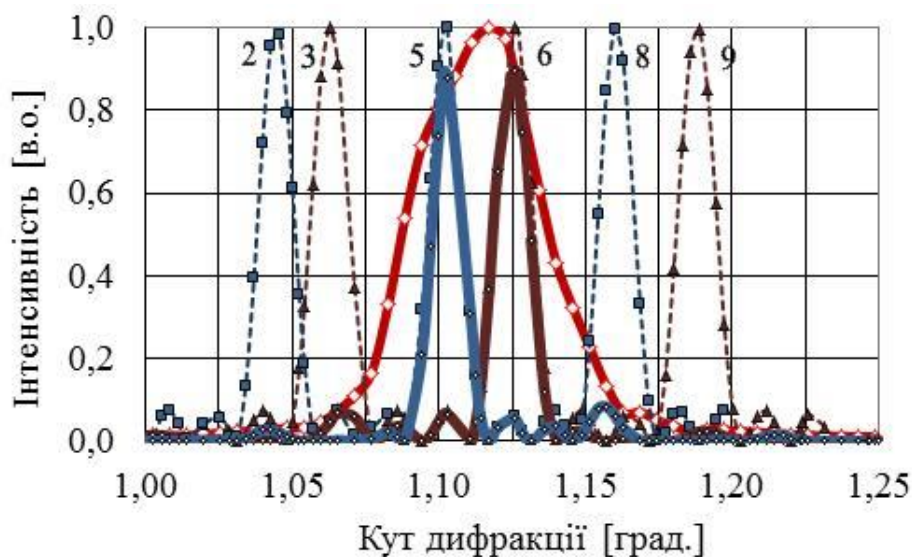


Рис. 8.12. Експериментальні (червоні) та розрахункові(сині-коричневі) розподіли інтенсивності для мікропризми $PD = 2.0 \Delta$ з кроком $W = 600 \mu\text{m}$:
2– $k_{18}(+)$; 3– $k_{17}(-)$; 5– $k_{19}(+)$; 6– $k_{18}(-)$; 8– $k_{20}(+)$; 9– $k_{19}(-)$

Відзначимо, що розрахункові та експериментальні дані збігаються тільки для дифракційного розподілу. Два результуючі інтерференційні максимуми (на рис. 8.11–8.12 показані суцільними товстими чорними лініями), розраховані для кутів $\varphi_{118} = 1,097$ град. (рис. 8.11, крива 4, максимум $k_{18}(0)$, 18-й порядок ґратки) і $\varphi_{119} = 1,157$ град. (рис.8.12, крива 7, максимум $k_{19}(0)$, 19-й порядок) не спостерігаються при експериментальних дослідженнях.

Експериментально отриманий розподіл інтенсивності для мікропризми з такою самою призматичною дією $PD = 2,0 \Delta$, але з малим кроком рельєфу $W_X = 27$ мкм, показаний на рис. 8.13 (суцільна чорна лінія, ромби) істотно відрізняється від наведеного на рис. 8.11–8.12 для кроку $W = 600$ мкм. Для порівняння, на рис. 8.13 також наведено експериментальні дані, отримані для такої ж мікропризми $PD = 2,0 \Delta$, але з кроком рельєфу $W_X = 600$ мкм (червона суцільна лінія, кружки). Крім того, на рисунку показана теоретична дифракційна крива для $W_X = 27$ мкм (чорна пунктирна лінія) з єдиним результуючим інтерференційним максимумом $W27-k_1$ ($W = 27 \mu\text{m}$, $k = 1$) в межах цієї кривої для кута $\varphi_{11} = 1,343$ град. (зелена суцільна лінія).

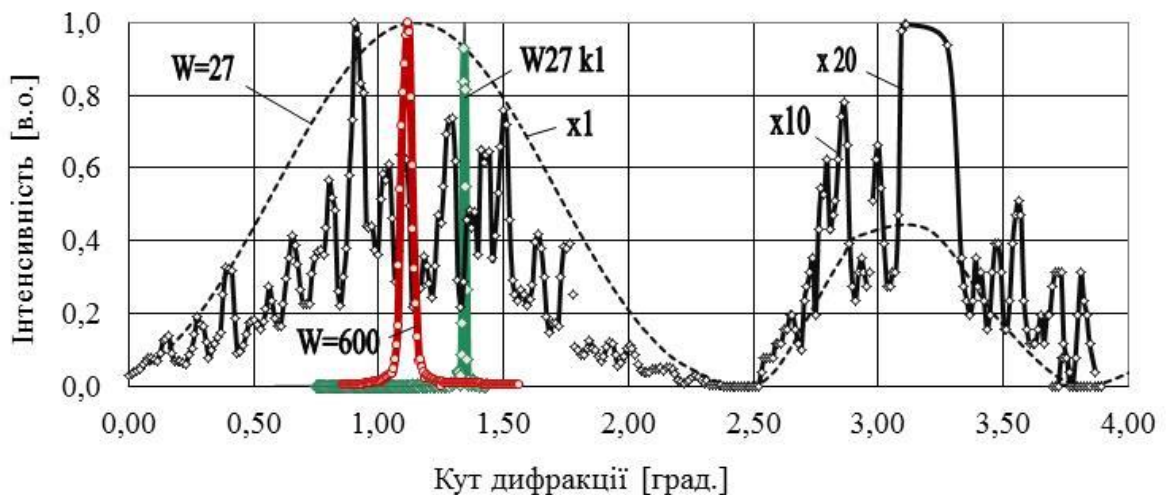


Рис. 8.13. Отримані експериментально та модельовані інтенсивності для мікропризми $PD = 2.0 \Delta$ з кроком $W_X = 27$ мкм

Розрахункові та експериментальні дані для $W_X = 27$ мкм співпадають лише за кутами розміщення зон концентрації інтерференційних максимумів (чорна суцільна крива). Крім того, кутові положення максимумів точно відповідають теоретичному дифракційному розподілу інтенсивностей (чорна пунктирна крива).

Кути дифракційних максимумів $\varphi_D = 1.12$ град., експериментально отримані для мікропризм з кроками $W_X = 27$ мкм і $W_X = 600$ мкм, відповідно, точно збігаються з розрахунковим значенням щодо кута заломлення $\theta_R = 1,12$ град. Отримані дані підтверджують, що кут заломлення мікропризми α_X не змінюється і має однакове значення для обох мікропризм.

Виміряні напівширини дифракційних контурів розрізняються для зазначених вище кроків рельєфу майже у 20 разів, тобто змінювалися пропорційно кроку рельєфу W . Це повністю узгоджується з теорією дифракції [136]. Однак в зоні головного дифракційного максимуму при куті $\varphi_{11} = 1,343$ град не спостерігається утворення одиничного інтерференційного максимуму. (рис. 8.13, зелена крива), як це визначає моделювання.

Аналогічний розподіл дифракційних інтенсивностей спостерігається при експериментальному дослідженні мікропризми $PD = 1,0 \Delta$ з кроком $W_X = 48$ мкм. Такі дані представлені на рис. 8.14 (суцільна чорна лінія, ромби) разом з розрахунковою дифракційною кривою для $W_X = 48$ мкм (чорна пунктирна лінія) та розрахунковими інтерференційними максимумами $W48 (k_1 - k_5)$ (сині суцільні лінії) з результуючими інтерференційними максимумами $W48 k_1$ та $W48 k_2$ в межах цієї дифракційної кривої при кутах $\varphi_{11} = 0.739$ град. та $\varphi_{12} = 1.478$ град. (зелена суцільна лінія).

Всі кути дифракційних максимумів від першого до п'ятого порядків дифракції корелюють з кутам розміщення зон концентрації експериментально спостережених максимумів інтенсивності. Однак замість п'яти інтерференційних профілів $W48 k_1 - W48 k_5$ спостерігається лише декілька розмитих систем максимумів.

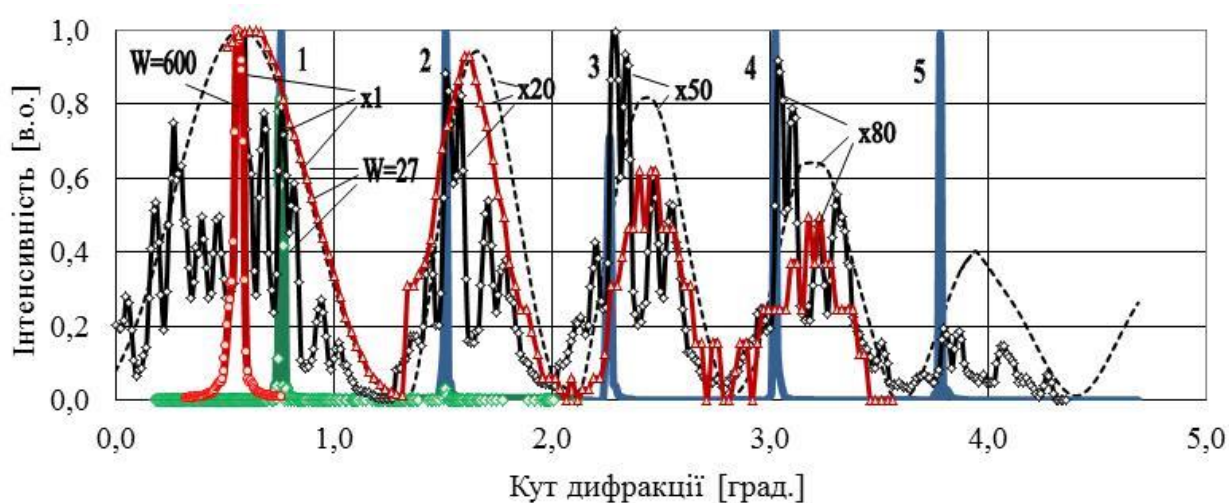


Рис. 8.14. Дифракційні інтенсивності для мікропризми $PD = 1.0 \Delta$ з кроком $W_X = 48 \mu\text{m}$: 1 – інтерференційний максимум $W48-k_1$; 2 – k_2 ; 3 – k_3 ; 4 – k_4 ; 5 – k_5

Для аналізу цих даних з використанням *He-Ne* лазера з довжиною хвилі $\lambda = 0,6328$ мкм був також отриманий дифракційний профіль для ізольованої одиночної спектральної щілини типу *УФ-2* від стандартного монохроматора [200], ширина якої було встановлено такою ж величини $S_D = 48$ мкм.

Отриманий розподіл інтенсивності дифрагованого світла також показаний на рис. 8.14 (суцільна червона лінія, трикутники). Цей дифракційний профіль для однієї щілини (рис. 8.14, червона суцільна лінія) повністю відповідає розрахунковій дифракційної кривої (рис. 8.14, чорна пунктирна лінія), а кути максимумів точно відповідають кутам розміщення зон концентрації спостережених експериментально максимумів інтенсивності (рис. 8.14, суцільна чорна лінія). Оскільки експериментальні похибки при вимірюванні інтенсивностей світла значно менше флуктуацій максимумів інтенсивності, то отриману систему максимумів можна розглядати як інтерференційну.

Експериментально отриманий профіль інтенсивності для мікропризми з такою ж призматичною дією $PD = 1,0 \Delta$, але з кроком $W = 600$ мкм також показаний на рис. 8.14 (товста червона лінія, кружки). Отримані дані свідчать про співпадіння кута рефракції променів θ_R з кутом φ_D головного дифракційного максимуму. Оскільки самий спосіб визначення необхідного кута нахилу алмазного ріжучого інструменту α_G на станції різання забезпечує незмінність кута нахилу різця, то можна припустити, що кут заломлення мікропризми α_X не змінюється при формуванні мікрорельєфу. Тому в цьому випадку для кроків рельєфу $W = 48$ мкм та $W = 600$ мкм кути рефракції θ_R і повинні бути однаковими і збігатися з розрахованим кутом дифракції променів $\varphi_{D1} = 0,569$ град.

Таким чином, експериментальні дослідження ахроматизуючих мікропризм, які були виготовлені згідно з оптимальними оптичними параметрами, визначеними в результаті проведеного математичного моделювання, не виявили ахроматизуючого ефекту для всіх досліджених мікропризм.

8.3. Перспективи застосування ахроматизуючих мікропризмових структур

Основною метою наших досліджень було отримання методами математичного моделювання оптимальних характеристик нових рефракційно-дифракційних ахроматизуючих пристроїв, а також вивчення причин, за якими ахроматизуючий ефект не спостерігався експериментально для мікропризм, виготовлених з використанням визначених оптимальних кроків рельєфу W_X і кутів заломлення α_X .

З цією метою поверхні виготовлених мікропризм було досліджено за допомогою мікроскопа типу *МБС-10*. На рис. 8.15 показано зображення поверхні мікропризми $PD = 1.0 \Delta$ з кроком $W_X = 55.0$ мкм і номінальною глибиною рельєфу $h = 1.1$ мкм із збільшенням 98^X .

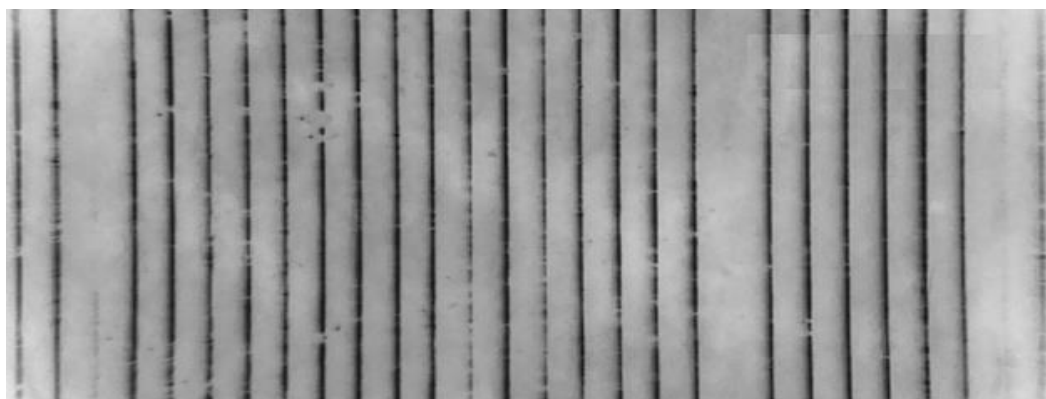


Рис. 8.15. Поверхня з дефектами рельєфу мікропризми $PD = 1.0 \Delta$, $W_X = 55.0$ мкм, $h = 1.1$ мкм

Спостерігаються дефекти поверхневі в вигляді різної глибини мікрорельєфу h : деякі канавки рельєфу не сформовані, інші канавки значно глибше сусідніх. Також має місце коливання глибини рельєфу h уздовж кожної канавки. Профіль рельєфу для тієї ж мікропризми показаний на рис 8.16 з тим самим збільшенням 98^X . Наявні значні коливання глибини рельєфу h , а також нерегулярні дефекти на оптичній поверхні.

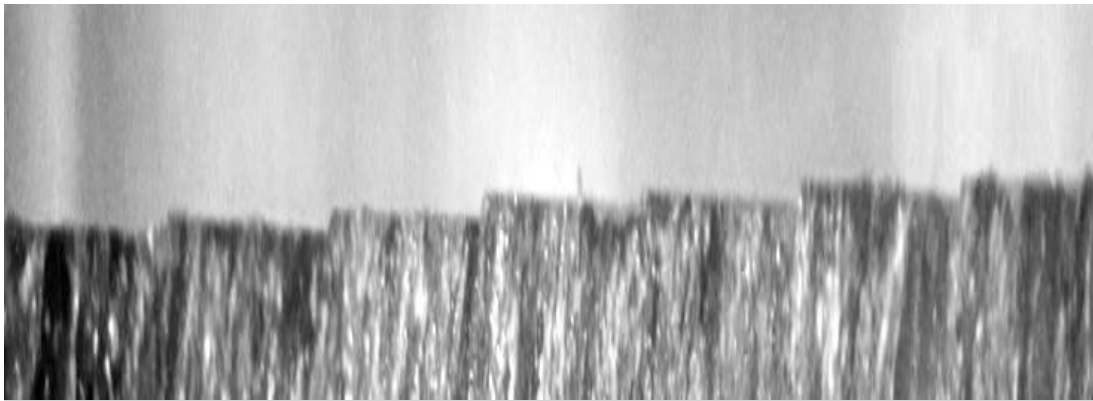


Рис. 8.16. Профіль рельєфної поверхні з дефектами мікропризми $PD = 1.0 \Delta$, $W_X = 55.0$ мкм, $h = 1.1$ мкм

Для інтерпретації результатів експериментальних досліджень було розроблено просту модель, в якій ґратка розглядалася як набір трикутників з однаковим кутом нахилу α , але з різною висотою рельєфу h . Схема цієї структури зображена на рис. 8.17, де W – номінальний крок рельєфу, D – змінний крок рельєфу, а α – кут заломлення призми. Всі інші позначення аналогічні рис. 8.2.

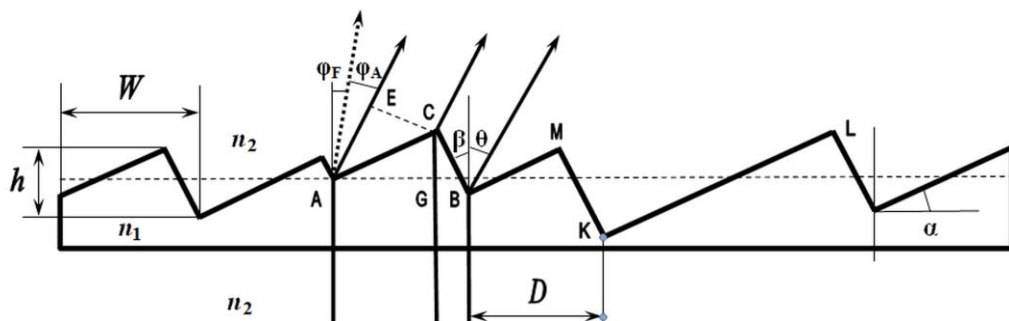


Рис. 8.17. Геометрична модель поверхні мікропризми зі змінною глибиною рельєфу

Кут α мікропризми відповідає куту заточування ріжучої грані алмазного ріжучого інструменту, який залишається незмінним при формуванні мікрорельєфу. Тому коливання кута заломлення для усіх призм $\theta_R = \sin^{-1} [\sin \alpha (n_1/n_2)]$ відсутні. Для моделі амплітудної ґратки кут заломлення θ_R відповідає куту дифракції $\phi_D = 0$; отже, цей кут є однаковим для всіх граней ґратки. Однак, відмінності в глибині рельєфу h призводить до зміни ефективного кроку ґратки D .

Горизонтальне позиціонування ріжучого інструменту виконується з точністю $\delta W = \pm 0.5$ мкм [204]. Для кроку $W = 48$ мкм похибка формування кроку $(\delta W) / W$ не перевищує 2,0 %, тоді як для $W = 27$ мкм ця похибка становить 7–8 %.

При номінальному значенні $h_0 = 1,1$ мкм вертикальне позиціонування ріжучого інструменту при формуванні мікрорельєфу з однаковою точністю $\delta h = \pm 0.5$ мкм призводить до зміни глибини рельєфу від $h_{\min} = 0,6$ мкм до $h_{\max} = 1,6$ мкм. У свою чергу, завдяки наявності зворотного кута $\beta \approx 3$ град., різниця в глибині рельєфу h_i впливає на ефективний період решітки $D_i = h_i / \cos \alpha$. Аналіз зображень показує, що період решітки змінюється від $D_{\min} = 0,5 W$ до $D_{\max} = 2,0 W$. Відмітимо, що великих змін періоду $D_i \approx (3-4) W$ не спостерігається.

Припустимо, що світлові промені для різних груп канавок з однаковим ефективним періодом D_i інтерферують один з одним, утворюючи відповідні максимуми інтенсивності. Ширини дифракційних максимумів, що відповідають певним ефективним періодам дифракції, також залежать від величини D_i , тому вони різні для різних канавок.

Наприклад, для мікропризми $PD = 1.0 \Delta$ з кроком $W_X = 48$ мкм (рис. 8.14), спостерігаються інтерференційні максимуми від першого до п'ятого порядку, відповідні номінальному кроку рельєфу $W_X = 48$ мкм (рис. 8.17, зона AG). Крім того, спостерігається додатковий максимум для дифракції першого порядку при $\varphi_{II} = 0.38$ град., який відповідає $W_{\max} \approx 1.8 W = 92$ мкм (рис. 8.14, зона KL). Максимуми також спостерігаються для $W_i = 38, 44, 54, 65, 77, 93, 137$, і 198 мкм при кутах інтерференції $\varphi_{II} = 0,18-0,95$ град. Зрозуміло, що усереднення по всіх цих групах канавок з різними періодами D_i забезпечує розподіл інтенсивності експериментально спостережуваних максимумів, який ілюструється рис. (8.13–8.14).

Навіть невеликі коливання δh в глибині рельєфу h можуть істотно змінити структуру дифракційної картини. Наприклад, для мікропризми $PD = 2.0 \Delta$ з кроком $W = 600$ мкм, яка ілюструється рис. (8.10–8.11), зміна кроку мікрорельєфу до $W = (600 \pm 2)$ мкм не призводить до помітного переміщення максимумів інтерференції. Розраховані інтерференційні криві практично збігаються з показаними на рис. (8.11–8.12). (червоні суцільні товсті лінії).

Однак зміна глибини рельєфу $(h + \delta h)$ на досить мале значення $\delta h = \pm 0,5$ мкм внаслідок наявності зворотного кута $\beta \approx 3$ град. призводить до коливання кроку рельєфу $\delta W = \pm 25$ мкм. У свою чергу, відбувається помітне зміщення спостережених експериментально інтенсивностей відносно розрахункових положень максимумів.

Для мікропризми $PD = 2,0 \Delta$ в межах головного дифракційного контуру, розташованого під незмінним кутом $\varphi_D = \theta_R = 1,12$ град., формується максимум $W600 k18(+)$ під кутом $\varphi_{18} = 1.097$ град. (дифракція 18-го порядку для кроку $W = 625$ мкм (рис. 8.11, сині квадрати)). Аналогічно формується максимум $W600 k19(-)$ під кутом $\varphi_{19} = 1.157$ град. (19-й порядок) для кроку $W = 575$ мкм (рис. 8.12, коричневі трикутники). Саме ці максимуми потрапляють в зону головного дифракційного контуру.

Для інших значень δW кутове положення цих двох інтерференційних максимумів в межах головного дифракційного контуру буде відрізнятися. Оскільки при цьому цей головний дифракційний максимум, який розміщується при куті $\varphi_D = \theta_R = 1,12$ град. практично не переміщується, усереднення по всіх чотирьох мікропризмах, що знаходяться в полі зору ока (для $W = 600$ мкм при $Nd \approx 2400$ значення $N = 4$) може дати підсумковий розподіл усереднених інтерференційних інтенсивностей, що збігається з дифракційним. Саме такий розподіл інтенсивностей для мікропризми $PD = 2.0 \Delta$ з номінальним кроком рельєфу $W = 600$ мкм спостерігається на екрані при експериментальних дослідженнях дифракції (рис. 8.11–8.12, червоні суцільні товсті лінії).

Таким чином, дефекти мікрорельєфу можуть зменшити ахроматизуючу дію дифракційної ґратки з малим кроком рельєфу. Дефекти на поверхні цієї малої мікропризми виникають не тільки через коливання кроку W і глибини рельєфу h , але і через вібрацію ріжучого інструменту, що переміщається по рельєфних канавках в процесі різання. Отже, значну увагу слід приділити підвищенню точності виготовлення мікропризм. Для формування високоефективних ахроматичних мікропризмових структур необхідно забезпечити точність вертикального позиціонування алмазного різця при формуванні мікрорельєфу $\approx 0,1$ мкм. В іншому випадку необхідно формувати мікрорельєф за допомогою інших методів, таких як фотолітографія або прямий лазерний запис.

Відзначимо, що ахроматизуюча дію мікропризм засновано на існуванні хроматичної аберації в рефракційній призмі. Необхідно компенсувати цей вже існуючий "дисперсійний" позитивний хроматизм. При використанні дифракційної решітки поодиноці без рефракційної призми з'явиться той же самий хроматизм, тільки "дифракційний". Різниця лише в тому, що хроматизм буде існувати в протилежному напрямку: синій колір зорового образу розміщений з боку вершини рельєфу мікропризми, а червоний – з боку заглиблень рельєфу. Тому для моделювання ахроматичних мікропризмових структур для офтальмології необхідно використовувати саме подвійні мікропризми: рефракційну мікропризму, для необхідного відхилення світлових променів, і дифракційну для точної компенсації хроматизму. Отже, ахроматизуючі мікропризми повинні використовуватися в поєднанні з традиційними заломлюючими мікропризмами.

Функціонування ахроматизуючих мікропризмових пристроїв засноване на принципі інтерференції когерентних світлових пучків різної довжини хвилі. Оскільки біле світло за визначенням не є когерентним, необхідно вжити певних заходів для отримання когерентних світлових потоків. Основний метод отримання когерентних променів білого світла,

запропонований ще Томасом Юнгом і викладений Борном і Вольфом в класичній монографії [20], передбачає освітлення об'єкта пучком білого світла, який в подальшому буде виступати єдиним джерелом світла для дифракційної ґратки. Наприклад, в дифракційних спектрографах цей принцип реалізується шляхом освітлення вхідної спектральної щілини лінзовим конденсорним блоком від конкретного джерела (наприклад, лампи розжарювання), в той час як інші джерела світла мають значно меншу інтенсивність.

Цей принцип освітлення може бути реалізований в мікропризмах, використовуваних в діагностиці косоокості. Таким чином, при використанні таких компенсаторів для визначення гостроти зору за допомогою тестових офтальмологічних карт оптотипи повинні освітлюватись лише когерентним випромінюванням, без інших джерел. В іншому випадку оптотипи повинні бути освітлені яскравим некогерентним джерелом, в той час як інші джерела мають значно меншу інтенсивність.

8.4. Висновки до розділу 8

Виконані дослідження теоретично продемонстрували можливість зменшення хроматичних аберацій у мікропризмах Френеля шляхом формування подвійної мікропризмової дифракційно-рефракційної структури. У цих рефракційно-дифракційних структурах перший заломлюючий мікрорельєф використовується для рефракції світлового променя, а другий дифракційний – для компенсації хроматизму першої мікропризми.

Дисперсійний хроматизм першої заломлюючої призми і дифракційний хроматизм другої, яка представляє собою дифракційну ґратку з малим кутом блиску, спрямовані протилежно. Таким чином, дисперсійний хроматизм може бути повністю компенсований дифракційною ґраткою.

Розраховані дифракційно-рефракційні характеристики цих ахроматичних мікропризм, що дозволяють визначити оптимальний крок рельєфу для певної призматичної дії традиційних рефракційних мікропризм Френеля. Розглянуто умови для ефективного функціонування ахроматичних мікропризмових структур з подвійним рельєфом. Основною перевагою таких оптичних пристроїв у порівнянні з відомими монопризматичними ахроматизуючими структурами є можливість виготовлення практично плоских і дуже тонких дворельєфних мікрорельєфних пристроїв.

Згідно з розрахованими параметрами ахроматизуючі мікропризми були виготовлені в ІПРІ НАН України та експериментально досліджені. Кути заломлення всіх виготовлених мікропризм витримуються з достатньою точністю. Однак ахроматизуючі властивості запропонованих дифракційно-рефракційних мікропризматичних пристроїв не були виявлені через дефекти рельєфу, зокрема, наявності коливань глибини рельєфу уздовж рельєфних канавок. Детально розглянуто особливості таких рефракційно-дифракційних структур та характеристики виготовлених мікропризм для отримання відповідних умов проектування ефективних ахроматичних оптичних пристроїв.

Практична реалізація запропонованої конструкції в даний час обмежена точністю виготовлення мікропризмових елементів, процес виготовлення матриць-оригіналів мікропризм потребує вдосконалення в напрямку підвищення точності позиціонування. В іншому випадку необхідно формувати мікрорельєф за допомогою інших методів, таких як фотолітографія або прямий лазерний запис. Отримані дані підтвердили можливість виготовлення високоефективних ахроматичних мікропризм.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

В дисертаційній роботі розроблено математичні моделі та методи математичного моделювання мікропризмових оптичних пристроїв формування світлових потоків та виконано комплекс розрахунків параметрів таких структур.

На основі теоретичних та експериментальних досліджень у дисертаційній роботі вирішено важливу науково-технічну проблему математичного моделювання оптичних характеристик мікропризмових оптичних пристроїв з плоскими дзеркальними гранями з метою підвищення ефективності спеціалізованих світлоповертальних та рефракційних структур.

Отримано основні нові наукові та практичні результати, зокрема:

1. Запропоновано математичні моделі мікропризмових спеціалізованих світлоповертальних та рефракційних пристроїв і алгоритми розрахунків оптичних параметрів пристроїв з плоскими дзеркальними гранями; проведено дослідження виготовлених за результатами моделювання таких спеціалізованих пристроїв, в тому числі:

– розроблено метод моделювання оптичних характеристик мікропризмових світлоповертальних структур, який відрізняється використанням геометрично-алгебраїчних моделей структур, на основі якого виконано комплекс розрахунків параметрів таких пристроїв, проведено математичне моделювання процесу екранування ефективної поверхні світлоповертального елемента при різних кутах нахилу осі такого елемента та в процесі формування його дзеркальних граней методом алмазного різання для забезпечення мінімальних втрат світлового потоку при відбиванні світла від робочих поверхонь, що дозволило створити дзеркальні мікрорельєфні світлоповертачі різних типів;

– побудовано математичну модель рефракційного мікропризмового елемента, який використовується в офтальмології для відхилення на необхідний кут променів світла; розраховано необхідні кути заломлення мікропризм для відхилення променів на строго визначені кути для одинарних та симетричних здвоєних мікропризм; визначено втрати потоку світла при проходженні його через зазначені мікропризмові поверхні;

– запропоновано вперше математичну модель створення симетричних мікропризмових структур для офтальмології, яка відрізняється застосуванням для створення призматичної дії здвоєних мікропризм, з використанням якої досліджено параметри таких пристроїв, що дозволило формувати симетричні мікропризмові діагностичні пристрої зі здвоєних мікропризм для більш надійної діагностики дефектів зору та вимірювання кутів косоокості;

– побудовано геометричні моделі формування фокусуючих мікропризмових структур, які відрізняються застосуванням структур з плоскими гранями, з використанням яких вперше виконано комплекс розрахунків оптичних параметрів таких мікропризм з постійним кроком рельєфу та з постійною глибиною рельєфу, які можна сформувати з високою оптичною якістю методом алмазного різання, що дозволило створити високоякісні системи для фокусування зображень та гомогенізації променів світла необхідної просторової структури.

2. Набув подальшого розвитку метод оцінювання оптичної якості світлоповертальних та рефракційних мікропризмових поверхонь за дифракцією лазерного випромінювання на мікрорельєфі, вперше виконано комплекс розрахунків інтенсивності відбитих та пройдених світлових потоків для складних тришарових структур з метою контролю параметрів мікрорельєфу за дифракційною ефективністю променів.

3. Запропоновано метод дослідження та проведено моделювання впливу мікропризм на роздільну здатність та контраст зображень, які формуються за допомогою мікропризм, зокрема:

- розроблено новий метод моделювання роздільної здатності оптичних зображень, які формуються мікропризмами, який відрізняється більшою точністю вимірювань за рахунок застосування електронної реєстрації параметрів тестових штрихових оптичних типів, з використанням якого вперше отримано порівняльні оптичні характеристики існуючих офтальмологічних мікропризм різних світових виробників; визначити вклад мікропризм в зниження контрасту та роздільної здатності зображень при проведенні діагностики зору пацієнтів з використанням офтальмологічних мікропризм;

- запропоновано метод математичного моделювання та експериментально досліджено вплив дифракції та хроматизму білого світла на роздільну здатність та зменшення контрасту оптичних тестових зображень при використанні мікропризм; проведено математичне моделювання спектрів пропускання при наявності спеціальних кольорових світлофільтрів, отримано кількісні характеристики зміни контрасту зображень та зменшення зони хроматизму мікропризм при використанні відповідних кольорових світлофільтрів з метою створення офтальмологічних мікропризм зі зменшеною зоною хроматизму.

4. Вперше на основі запропонованої моделі, яка відрізняється використанням подвійних рефракційно-дифракційних мікропризм, розраховано оптичні характеристики спеціальних ахроматичних мікропризм з подвійним рельєфом для практичного створення ахроматизуючих мікропризм; проведено експериментальне дослідження виготовлених зразків ахроматизуючих мікропризм – дифракційних ґраток з малим кроком мікрорельєфу, які призначені для компенсації дисперсійного хроматизму рефракційних мікропризм дифракційним хроматизмом ґраток.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Бобров В.Ф. Основы теории резания металлов. – Москва: Машиностроение, 1979. – 344 с.
2. Ардамацкий А.Л. Алмазная обработка оптических деталей. – Л.: Машиностроение, 1978. – 232 с.
3. Zhang Shao-jian, Sandy T, Zhang G.Q. Diamond tool wear in ultra-precision machining. *Int. Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 2017. V.88, N.1–4. P.613–641.
4. ГОСТ Р 50971-2011 Технические средства организации дорожного движения. Световозвращатели дорожные. Общие технические требования. Правила применения
5. <http://rusdorinfo.ru/dorozhnye-svetovozvraschateli>
6. <https://yandex.ru/images/search?family=>
7. http://amigruppa.ru/articles/art_light/131/
8. https://www.3mrussia.ru/3M/ru_RU/Collision-Repair-RU/contact-centre/contact-us/
9. <http://www.dobplast.pl/ru/>
10. Antonov E.E., Kryuchyn A.A., Mingley Fu, Petrov V.V., Shanoilo S.S., Zicuun Le. Microprisms: Optical Parameters and Monitoring. – Kyiv: Akademperiodyka, 2015. – 146 p. – ISBN 978-966-360-284-4
11. Сергиенко Н.М. Офтальмологическая оптика. 3-е изд., – Киев: НМАПО им. Шупика, 2015. – 264 с. – ISBN 978-617-7238-13-2.
12. Федоров С.Н., Золоторевский А.В., Руднева М.А. и др. Восстановление зрения у больных сенильными макулодистрофиями методом имплантации сферопризматических ИОЛ. *Офтальмохирургия*, 1993. № 2. С.3–8.
13. Peyman G.A., Koziol J. Age-related macular degeneration and its management. *Jour. Cataract Refract. Surg*, 1988. V.14, N.9. P.1191–1195.

14. Ивашина А.И., Золоторевский А.В., Катлицкий Ю.А. Первый опыт имплантации отрицательной ИОЛ у больных с макулодистрофией. *Офтальмохирургия*, 1992. № 2. С.30–33.
15. Шамшинова А.М., Волков В.В. Функциональные методы исследования в офтальмологии. – М.: Медицина, 1998. – 416 с.
16. Емельянов В.И., Коротеев Н.И. Эффект гигантского комбинационного рассеяния света молекулами, адсорбированными на поверхности металла. УФН, 1981. Т.135. – 345 с.
17. Telezhnikova O., Homola J. New approach to spectroscopy of surface plasmons. *Opt. Lett.*, 2006. V.31. P.3339–3341.
18. Мамичев Д.А., Кузнецов И.А., Маслова Н.Е., Занавескин М.Л. Оптические сенсоры на основе поверхностного плазмонного резонанса для высокочувствительного биохимического анализа. *Молекулярная медицина*, 2012. № 6.
19. Lin H., Tsai W., Tsao Y. et al. Side-polished multimode fiber biosensor based on surface plasmon resonance with halogen light. *Appl. Opt.*, 2007. V.46, N.5. P.800–806.
20. Wolf E., Born M. Principle of Optics, – Cambridge Univ. Press. 1999.
21. US Patent 2,407,680, МКИ G02B 5/124. Reflex Light Reflector / P.V.Palmquist, B.S.Cross, G.P.Netherly; заявл. 02.03.1945; опубл. 17.09.1946.
22. Ming Zhang, Zichun Le, Kai Liu, Bisheng Quan, Viacheslav Petrov, Shanoylo Semen. Characteristics analysis and producing of micro-prism retroreflective material. *Journal of Zhejiang University of Technology*, 2010. V.38, N.3. P.351–354.
23. Zichun Le, Zuijun Zhu, Mingley Fu, Jun Chen. Design of a practical optical cross-connect with limited-range wavelength conversion. *Chinese Optics Letters*, 2010. V.8, N.12. P.1120–1123.
24. Zichun Le, Sungang Huang, Minglei Fu, Wen Dong, Jie Zhang, Ming Zhang. Study on self-imaging properties for line-tapered multimode interference couplers. *Optics Communications*, 2011. V.284, N.22, P.5303–5310.

25. US Patent 3,924,929, МКИ G02B 5/124. Retro-Reflective Sheet Material / R.E.Holmen, A.H.Nellessen: заявл. 06.03.1972; опубл. 09.12.1975.
26. US Patent 1,591,572, МКИ G02B 5/124. Process and Apparatus for Making Central Tripple Reflectors / J.C.Stimson; заявл. 05.02.1925; опубл. 06.07.1926.
27. US Patent 2,310,790, МКИ G02B 5/124. Optical Reflecting Material / T.G.Jungersen; заявл. 19.11.1937; опубл. 09.02.1943.
28. US Patent 4,672,089, МКИ G02B 5/124. Retroreflective Sheeting / R.M.Pricone, W N.Roberts: заявл. 04.03.1985; опубл. 09.06.1987.
29. US Patent 5,171,624, МКИ G02B 5/124. Retroreflective Microprismatic Material and Method of Making Same / H.Walter: заявл. 01.06.1990; опубл. 15.12.1992.
30. US Patent 5,831,767, МКИ G02B 5/124. Asymmetric Cube Corner Article / G.M.Benson, K.L.Smith; заявл. 06.06.1996; опубл. 03.11.1998.
31. US Patent 4,349,598, МКИ G02B 5/124. High Incident Angle Retroreflective Material / M.L.White: заявл. 01.12.1976; опубл. 14.09.1982.
32. US Patent 4,588,258, МКИ G02B 5/124. Cube Corner Retroreflective Articles Having Wide Angularity in Multiple Viewing Planes / T.L.Hoopman: заявл. 30.07.1984; опубл. 13.05.1986.
33. US Patent 4,895,428, МКИ G02B 5/124. High Efficiency Retroreflective Material / J.C.Nelson, S.Cobb; заявл. 26.07.1988; опубл. 20.01.1990.
34. US Patent 6,413,615, МКИ G02B 5/124. Cube Corner Geometric Structures in a Substrate Formed by Both Replicating and Machining Procedures / K.L. Smith, G.M. Benson; заявл. 15.07.2001; опубл. 02.07.2002.
35. US Patent 6,413,615, МКИ G02B 5/124. Cube Corner Geometric Structures in a Substrate Formed by Both Replacating and Machining Procedures / K.L.Smith, G.M.Benson; заявл. 15.07.2001; опубл. 02.07.2002.

36. US Patent 3,926,402, МКИ G02B 5/124. Pin Having Nonaligned Cube Axis and Pin Axis and Bundle of Such Pins / S.A.Heenan: заявл. 18.02.1975; опубл. 16.12.1975.

37. US Patent 6,015,214, МКИ G02B 5/124. Retroreflective Articles Having Microcubes, and Tools and Methods for Forming Microcubes / S.A.Heenan, A.J.Montalbano, L.A.Coman, D.I.Couzin; заявл. 30.05.1996; опубл. 18.01.2000.

38. Урмахер Л.С., Айзенштат Л.И. Оптические средства коррекции зрения. Москва: Медицина, 1990. – 256 с.

39. Зрительные функции и их коррекция у детей: Руководство для врачей: под ред. С.Э.Аветисова, Т.П.Кащенко, А.М.Шамшиновой. М.: Изд.-во ОАО "Медицина". 2005. – 872 с.

40. Урмахер Л.С., Айзенштат Л.И. Офтальмологические приборы. – Москва: Медицина, 1988. – 288 с.

41. <https://www.guldenophthalmics.com/>

42. <https://www.astroninc.com/>

43. Fells P. A. New Therapeutic Device, First Congress of the Int. Strabismological Association. London, 1971. P.183–189.

44. Veronneau-Troutman S. Fresnel Prisms and Their Effects on Visual Acuity and Binocularity. *Trans. Am. Ophthalmol. Soc.*, 1978. Vol.78. P. 610–653.

45. US Patent 3,628,854, МКИ G02B 7/08. Flexible Refractive Membrane Adhered to Ophthalmic lens / A.Jampolsky. Заявл. 08.12.1969; опубл. 21.12.1971.

46. Кащенко Т.П., Чернышова С.Г., Розенблюм Ю.З. Применение призматических линз в офтальмологии. *Вестник оптометрии*, 2005. №1. С. 33–27.

47. Кащенко Т.З., Чернышова С.Г., Розенблюм Ю.З. и др. Методические рекомендации: Метод коррекции зрения с помощью эластичных френелевских призм. Москва, 1999.

48. URL: www.fresnel-prism.com/professional-products/prisms

49. Хьюбел Д. Глаз, мозг, зрение. – Москва: Мир, 1990. – 655 с.
50. Аветисов Э.С., Кащенко Т.П., Розенблюм Ю.З. Пятнадцатилетний опыт применения призм в лечении косоглазия. *Вестник офтальмологии*, 1983. №6. С.45–48.
51. Griffiths H.J., Cotton S.H. A comparison of the Effect of 3M Fresnel Prisms and Trusetal Prism Foil on Visual Function. *British and Irish Orthoptic Journal*, 2010. V.7. P.45–48.
52. Петров В.В., Сергиенко Н.М., Рыков С.А., Антонов Е.Е., Шанойло С.М., Шевколенко М.В. Технология изготовления и методика применения в офтальмологии микропризменных элементов Френеля. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2008. Т.10, №3. С.5–17.
53. Bangerter A. Die Okklunin in der Pleoptila and Orthoptik. *Klinimbl Augenheilk.* 1960; V.35. P.331.
54. Perez G.M., Archer S.M., Artal P. Optical Characterization of Bangerter Foils. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 2010. V.51, N.1. P.609–613.
55. Peli E. Field expansion for homonymous hemianopia by optically induced peripheral exotropia. *Optometry and Vision Science*, 2000. V.77. P.453–464.
56. US Patent 7,374,284 B2. Peripheral Field Expansion Device / Peli E. Заявл. 16.12.2004; опубли. 05.20.2008.
57. Peli E., Bowers A.R., Keeney K., Hyun Jung J. High-Power Prismatic Devices for Oblique Peripheral Prisms. *Optometry and Vision Science*. 2016. V.93, N.5. P.521–533.
58. Apfelbaum H.L., Ross N.C., Bowers A.R., Peli E. Considering apical scotomas, confusion, and diplopia when prescribing prisms for homonymous hemianopia. *Transl Vis Sci Technol.* 2013. V.2. P.2–18.
59. Giorgi R.G., Woods R.L., Peli E. Clinical and laboratory evaluation of peripheral prism glasses for hemianopia. *Optometry and Vision Science*, 2009. V.6. P.492–502.

60. Bowers A.R., Keeney K., Peli E. Community-based trial of a peripheral prism visual field expansion device for hemianopia. *Arch Ophthalmol*, 2008. V.126. P.657–664.
61. O'Neill E.C., Connell P.P., O'Connor J.C., Brady J, Reid I, Logan P. Prism therapy and visual rehabilitation in homonymous visual field loss. *Optometry and Vision Science*. 2011. V.88. P.263–268.
62. Dow J. Visual field defects may not affect safe driving. *Traffic Inj Prev.*, 2011. V.12. P.483–490.
63. Bowers A.R., Keeney K., Peli E. Randomized crossover clinical trial of real and sham peripheral prism glasses for hemianopia. *JAMA Ophthalmol.*, 2014. V.132. P.214–222.
64. Gunton K.B., Brown A. Prism Use in Adult Diplopia. *Current Opinion in Ophthalmology*. 2012. V.23, N.5. P. 400–404.
65. Kress B.C., Meyrueis P. Applied Digital Optics: From Micro-Optics to Nanophotonics. – John Wiley&Sons Ltd., 2009. –540 p.
66. US Patent 6,934,084, МКИ G02B 05/18. Thinner, Lighter and Lower Aberration Prisms for Ophthalmic Applications / R.Pandya. Заявл. 02.07.2002; опубл. 23.08.2005.
67. Коронкевич В.П., Ленкова Г.А., Михальцова И.А., Полещук А.Г., Пальчикова И.Г., Седухин А.Г., Чуринов Е.Г., Юрлов Ю.И. Киноформные оптические элементы – методы расчета, технология изготовления, практическое применение. *Автометрия*, 1985. №1. С.4–25.
68. Ленкова Г.А. Особенности распределения интенсивности в дифракционном спектре амплитудно-фазовых решеток. *Автометрия*, 1992. №5. С.14–25.
70. Досколович Л.Л., Казанский Н.Л., Павельев В.С., Сойфер В.А. Расчет дифракционных оптических элементов для фокусировки во внеосевые радиальные фокальные области. *Автометрия*, 1995. №1. С.114–119.

71. Коронкевич В.П., Корольков В.П., Полещук Ф.Г., Харисов А.А., Черкашин В.В. Синтез дифракционных оптических элементов в полярной системе координат – анализ погрешностей их изготовления. *Автометрия*, 1997. №6. С.42–56.

72. Павельев В.С., Сойфер В.А., Дюпарре М., Коваршик Р., Людге Б., Фукс Б. Итерационный расчёт, реализация и исследования элемента, фокусирующего гауссов освещающий пучок в кольцевую фокальную плоскость. *Компьютерная оптика*, 1998. № 18, С.111–114.

73. Сойфер С.А. Компьютерная оптика: дифракционные оптические элементы. Соросовский образовательный журнал, 1999. N.4.

74. Волков А.В., Казанский Н.Л., Рыбаков О.Е. Исследование технологии плазменного травления для получения многоуровневых дифракционных оптических элементов. *Компьютерная оптика*, 1998. № 18, С.111–114.

75. Клычев Ш.И., Бахрамов С.А., Харченко В.В., Клычев З.Ш. Оптические среды как способ повышения эффективности концентраторных солнечных фотоэлектрических установок. *Гелиотехника*, 2012. №2. С.71–73.

76. Полещук А.Г. Дифракционные оптические элементы: Методы синтеза и применение: автореф. дис. ... докт. техн. наук. Новосибирск, 2003. – 41 с.

77. Григорьев М.В. Планарные параболические линзы из кремния для жесткого рентгеновского излучения: автореф. дис. ... докт. техн. наук. Москва, 2003. – 39 с.

78. Петров В.В., Шанойло С.М., Крючин А.А., Антонов Е.Е., Кравец В.Г. Моделирование свойств асимметричных световозвращающих элементов. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2007. Т.9, № 2. С.17–25.

79. Петров В.В., Крючин А.А., Шанойло С.М., Антонов Є.Є., Гранат О.І., Зенін В.М. Світлоповертання: проблеми та досягнення. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2008. Т.10, № 1. С.3–15.

80. Антонов Е.Е., Шанойло С.М., Шиховец А.В., Минг Чжан, Кай Лю. Оптические характеристики световозвращающих элементов. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2008, Т.10. № 2. С.13–22.
81. Петров В.В., Густелєв О.О., Осипов В.О., Шанойло С.М., Антонов Є.Є., Крючин А.А., Бараненкова В.П., Заболотний В.О., Зенін В.М. Мікропризмний бордюрий світлоповертач. Патент України № 38690, Бюл. № 4 від 25.02.2019 р.
82. Антонов Е.Е., Попович В.И. Дезактивация свободных метастабильных молекул $O_2(b\Sigma_g^+)$ на поверхности стекла. *Химическая физика*, 1991. Т.10, № 8. С.1091–1095.
83. Антонов Е.Е., Попович В.И. Особенности процесса рекомбинации свободных атомов кислорода $O(3p)$ на электропроводящей поверхности стекла. *Журнал технической физики*, 1990. Т.60, № 10. С.37–41.
84. Антонов Е.Е., Попович В.И. Измерение коэффициента гетерогенной рекомбинации свободных атомов $O(3p)$ на поверхности молибденового стекла. *Химическая физика*, 1990. Т.9, № 12. С.1697–1701.
85. Antonov E.E., Korchevoy Yu.P., Podolukh I.Ya. Emission Properties of Cathodes and Relaxation Characteristics of Cs-N₂ Thermionic Emission Energy Converters with Pulsed Ionization. *Teplofizika Vysokikh Temperatur*, 1993. Т.31, № 2. С.181–184.
86. Петров В.В., Антонов Є.Є., Крючин А.А., Шанойло С.М. Світлоповертальний елемент для дорожніх катафотів. Патент України, № 86995, Бюл. № 11, 10.06.2009.
87. Антонов Є.Є., Панкратова А.В., Шиховець О.В. Оптичні властивості серії гальванічних матриць мікрорельєфних світлоповертальних структур. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2013. Т.15, № 4. С.41-50.
88. Пат. 25549 Україна, А61В 3/08. Пристрій для діагностики косоокості / В.В.Петров, М.М.Сергієнко, С.О.Риков, С.М.Шанойло, М.В.Шевколенко, А.А.Крючин, Є.Є.Антонов; ІПРІ НАН України. u200704035, Заявл.12.04.2007; опубл.10.08.2007, Бюл. №12.

89. Брицкий А.И., Косяк И.В., Токалин О.А., Цубин О.А. Особенности ультразвуковой сварки оптических микропризменных элементов с дозированием энергии. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2016. Т.18, №4. С.3–11.

90. Petrov V., Kryuchyn A., Antonov E., Lapchuk A., Shanoylo S. Optical Phenomena in Microprism Diagnostic Set KK-42. Proc. of SPIE, 2011. V.8011, 80119A.

91. Петров В.В., Антонов Е.Е., Шанойло С.М. Микропризменный диагностический набор КК-42 – решение одной из проблем офтальмологии. *Журнал ОКО*, 2008, № 1. С.18–21.

92. Пат. 66105 Україна, А61В 3/08. Діагностична лінійка мікропризмових компенсаторів косоокості / В.В.Петров, А.А.Крючин, С.А.Риков, М.М.Сергієнко, Є.Є.Антонов, С.М.Шанойло, М.А.Шевколенко; ІПРІ НАН України. u 2011 06463, Заявл. 23.05.2011; опубл. 25.12.2011, Бюл. № 24.

93. Петров В.В., Антонов Є.Є., Шанойло С.М., Лапчук А.С. Шляхи поліпшення оптичних характеристик мікропризмових структур. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2010. Т.12, №2. С.25–33.

94. Петров В.В., Антонов Є.Є., Шанойло С.М. Хроматизм світла, дифракція та гострота зору в мікропризмових лінзах Френеля. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2010. Т.12, №1. С.49–54.

95. Rykov S.O., Mellina V.B. Effect of microprismatic eyeglasses on the character of binocular vision in children with strabismic amblyopia over treatment time. *Jour.Clinical Ophthalmology (Ukraine)*, 2016, V.6):12–18.

96. Нагибина И.Н. Интерференция и дифракция света. Ленинград, Машиностроение, 1985. – 332 с.

97. Palmer C. Diffraction Grating Handbook, 7th edition. – New York: Newport Corporation, 2014. – 265 p.

98. Lindau S. The groove profile formation of holographic gratings. *Opt. Acta*, 1982. V.29. P.1371–1381.

99. Петров В.В., Крючин А.А., Антонов Є.Є. и др. Оптичні властивості здвоєних мікропризмових елементів. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2012. Т.14, №4. С.7–17.

100. Пат. 76872 Україна, А61В 3/08. Діагностична лінійка симетричних мікропризмових компенсаторів косоокості / В.В.Петров, А.А.Крючин, С.А.Риков, М.М.Сергієнко, Є.Є.Антонов, С.М.Шанойло, М.В.Шевколенко; ІПРІ НАН України. u 2012 05126, Заявл. 25.04.2012; опубл. 25.01.2013, Бюл. № 2.

101. US Patent 4,779,972, МКИ G02C 7/02. Method of Using of Prism in Lens for the Treatment of Visual Field Loss / D.D.Gottlieb. Заявл. 16.09.1986; опубл. 25.10.1988.

102. Fu Jing, Li Shi-ming, Liu Luo-ru, et al. Prevalence of amblyopia and strabismus in a population of 7th-grade junior high school students in central China. *Journal of Ophthalmic Epidemiology*, 2014. V.21, N.3. P.197–203.

103. US Patent 5'929'969, Int.Cl. G02C 7/04. Multifocal Ophthalmic Lens / Roffman J.H. Заявл. 08.10.1997; опубл. 27.07.1999.

104. Stangler-Zuschrott E. Prisms in the treatment of infantile strabismus. *J. Spektrum der Augenheilkunde*, 2012. V.26, N.5. P.230–235.

105. Пат. 46750 Україна, А61В 3/08. Мікропризмона лінза комбінованої дії / В.В.Петров, А.А.Крючин, С.О.Риков, М.М.Сергієнко, Є.Є.Антонов, В.Б.Мелліна, С.М.Шанойло, М.В.Шевколенко; ІПРІ НАН України. u 2009 04525. Заявл. 07.05.2009; опубл. 11.01.2010, Бюл. № 2.

106. Петров В.В., Антонов Є.Є., Крючин А.А., Шанойло С.М. Микропризмы в офтальмологии. Киев: Наукова Думка, 2019. – 225 с. ISBN 978-9660-00-1639-2.

107. Петров В.В., Алєсва Н.М., Антонов Є.Є., Бутенко Л.В., Крючин А.А., Риков С.А., Сенякіна А.С., Шанойло С.М., Шевколенко М.В. Спосіб виготовлення скелець Баголіні. Патент України № 133832, Бюл. № 8 від 25.04.2019 р.

108. I.L.Iacobucci, B.A.Furr, S.M.Archer. Management of Binocular

Diplopia Due to Maculopathy with Combined Bangerter Filter and Fresnel Filters. *Am. Orthoptic J.* 2009. V.1. P.93–97.

109. Borodin Yu., Petrov V., Lapchuk A. Echelette optical low-pass filter as a Bangerter filter for diagnosis and treatment of amblyopia and diplopia. *JOSA A*, 2013. V.30, N7. P.1441–1447.

110. Perez G.M., Archer M., Artal P. Optical Characterization of Bangerter Foils. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 2010, V.51, N.1. P.609–613.

111. Cheng D., Woo G.D., Irving E.L., Charman W.N., Murray I.J. Scattering properties of Bagolini lenses and their effects on spatial vision. *Ophthal. Physiol. Opt.*, 1998. V.18, N.5. P.438–445.

112. Стаценко Т.В., Толмачев Ю.А., Шевкунов И.А. Пространственно-временное преобразование ультракороткого импульса линзой Френеля. *Наносистемы: Физика. Химия. Математика*, 2011. Т.2, №1. С.101–108.

113. Kritchman E.M., Friesem A.A., Yekutieli G. Efficient Fresnel Lens for Solar Concentration. *Solar Energy*, 1979. V.22. P.119–123.

114. Андреев В.М., Давидюк Н.Ю., Ионова Е.А., Покровский П.В., Румянцев В.Д., Садчиков Н.А. Оптимизация параметров солнечных модулей на основе линзовых концентраторов излучения и каскадных фотоэлектрических преобразователей. *Журнал технической физики*, 2010. Т.80, В.2. С.118–125.

115. Diffractive-refractive intraocular lenses. Lenkova G.A., Korolkov V.P., Koronkevich V.P., Nasyrov R.K., Gutman A.S., Isakov I.A., Treushnikov V.M. *Optoelectronics, Instrumentation and Data Processing*, 2008. V.44, N.4. P.75–88.

116. Koronkevich V.P., Korolkov V.P., Poleshchuk A.G. Laser technologies in diffractive optics. *Optoelectronics, Instrumentation and Data Processing*, 1998. N 6. P.38–46.

117. Бобров С.Т., Грейсух Г.И., Туркевич Ю.Г. Оптика дифракционных элементов и систем. – Ленинград: Машиностроение, 1986. – 223 с.

118. Грейсух Г.И., Ежов Е.Г., Степанов С.А. Сравнительный анализ хроматизма дифракционных и рефракционных линз. *Компьютерная оптика*, 2003. Т.25. С.54–58.
119. Ежов Е.Г., Грейсух Г.И., Степанов С.А. Расчет комбинированных оптических головок для чтения и записи цифровых дисков нескольких форматов. *Компьютерная оптика*, 2005. Т.27. С.29–31.
120. Коронкевич В.П., Полещук А.Г., Седухин А.Г., Ленкова Г.А. Лазерные интерферометрические и дифракционные системы. *Компьютерная оптика*, 2010. Т.34, №1. С.4–23.
121. Войтович И.Д., Корсунский В.М. Сенсоры на основе плазмонного резонанса: принципы, технологии, применения. – Киев, 2011. – 532 с.
122. Adam P., Dostalek J., Homola J. Multiple surface plasmon spectroscopy for study of biomolecular systems. *Sens. Actuators B*, 2006. V.113. P.774–781.
123. Chang Y., Chen Y., Kuo H. et al. Nanofiber optic sensor based on the excitation of surface plasmon wave near fiber tip. *J. Biomed. Opt.*, 2006; V.11, N.1. P.14–32.
124. Piliarik M., Vaisocherova H., Homola J. A new surface plasmon resonance sensor for high-throughput screening applications. *J. Biosens. Bioelectron.*, 2005. V.20. P.2104–2116.
125. Антонов Є.Є. Алгоритм розрахунку параметрів кільцевих фокусуючих мікропризмових структур. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2012. Т.14, №2. С.38–47.
126. Дмитриев А.В., Иванов А.В., Хохлов А.Р. Численное моделирование распространения света через диффузор. *Фундаментальная и прикладная математика*, 2009. Т.15, №6. С.33–41.
127. Андреев В.М., Грилихес В.А., Румянцев В.Д. Фотоэлектрическое преобразование концентрированного солнечного излучения. – Л.: Наука, 1989.

128. Ганжерли Н.М., Гуляев С.Н., Маурер И.А., Черных Д.Ф. Создание оптических рассеивателей на галоидосеребряных фотоматериалах с помощью мультиплексных голограмм. *Журнал технической физики*, 2014, Т.84, В.12.

129. US Patent # 6,410,213. Int.Cl. G03F 7/20. Raguin D.H., Morris G.M., Emmel P.M. Method for making optical microstructures having profile heights exceeding fifteen microns.– Заявл. 09.06.1998; опубл. 25.06.2002.

130. Кочубей В.И., Башкатов А.Н. Спектроскопия рассеивающих сред: Учебн. пособ. Саратов, 2014. 87 с.

131. US Patent 4,200,875, МКИ G01D 15/00. Apparatus for, and Method of, Recording and Viewing Laser-Made Images on High Gain Retroreflective Sheeting / D.G.Galanos. Заявл. 31.07.1978; опубл. 29.04.1980.

132. Петров В.В., Коростельов О.П., Смішко Г.П., Бріцький О.І., Шанойло С.М., Антонов Є.Є., Крючин А.А., Косяк І.М., Христин В.М. Спосіб виготовлення оптичного дифузора. Патент України № 120022, Бюл. № 17 від 10.09.2019 р.

133. Петров В.В., Бріцький О.І., Шанойло С.М., Антонов Є.Є., Крючин А.А., Косяк І.В., Заворотний А.А., Білобров М.М., Лисянський М.М., Бараненкова В.П. Спосіб виготовлення оптичного дифузора. Патент України № 119707, Бюл. № 14 від 25.07.2019 р.

134. Петров В.В., Коростельов О.П., Смішко Г.П., Бріцький О.І., Шанойло С.М., Антонов Є.Є., Крючин А.А., Косяк І.М., Христин В.М. Спосіб виготовлення оптичного дифузора. Патент України № 132420, Бюл. № 4 від 25.02.2019 р.

135. Петров В.В., Бріцький О.І., Шанойло С.М., Антонов Є.Є., Крючин А.А., Косяк І.В., Заворотний А.О., Білобров М.М., Лисянський М.М., Бараненкова В.П. Спосіб виготовлення оптичного дифузора. Патент України №123591, Бюл. № 4, 26.02.2018 р.

136. Ландсберг Г.С. Оптика. – Москва: Наука, 1976. – 928 с.

140. Антонов Е.Е. Особенности дифракционного контроля микрорельефа оптических дисков. Тези наукової конференції ІПРІ НАН України, 2016, с.18.
141. Антонов Є.Є., Шиховець О.В. Дифракційний контроль мікрорельєфу оптичних дисків. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2016. Т.18, №. С.39–53.
142. Боухьюз Г., Братт Дж., Хейсер А., Пасман Дж. и др. Оптические дисковые системы. Москва: Радио и связь, 1991. – 280 с.
143. Коронкевич В.П., Ленкова Г.А. Дифракционный метод контроля параметров дорожек форматированных дисков. *Автометрия*, 1992. №5. С.3–14.
144. Automatic Mastering AM-200 / N.V.Toolex. P.O. Box 7005, 5605 JA Eindhoven, The Netherlands.
145. URL: [http.: // www.refractiveindexes.info](http://www.refractiveindexes.info).
146. Антонов Е.Е., Дресвянников В.Г., Попович В.И. Некоторые свойства разряда в парах воды в импульсном режиме. *Проблемы энергосбережения*, 1996. Т.1. С.66–72.
147. Antonov E.E., Dresvyannikov V.G. Some Features of H₂O Low-Pressure Discharges in Pulse Mode. *Journal of New Energy*, 1996. V.1, N.4, P.69–75.
148. Antonov E.E., Dresvyannikov V.G., Popovich V.I. Water Molecules Conversion in Low-Pressure Discharges. *Journal of New Energy*, 1996. V.1, N.2, P.6–16.
149. Антонов Е.Е., Дресвянников В.Г., Попович В.И. Диссоциация молекул воды в разрядах низкого давления. *Проблемы энергосбережения*, 1995. Т.4(6). С.92–109.
150. Petrov V.V., Kryuchin A.A., Gorbov I.V., Kossko I.A., Kostyukevych S.O. Analysis of properties of optical carriers after long-term storage. *Semiconductor Physics, Quantum Electronics and Optoelectronics*, 2009. V.12, N.4. P.399–402.

151. Горбов И.В., Манько Д.Ю., Крючин А.А., Ле Зичунь, Фу Минглей, Панкратова А.В. Оптический диск для долговременного хранения данных на сапфировой подложке. *Металлофизика и новейшие технологии*, 2016.
152. Morozov Ye.M., Manko D.Yu., Beliak Ie.V. Problems of long-term data storage. *Data Recording, Storage and Processing*, 2017. V.19, N.2. P.3–10
153. Fu Ming-lei, Xu Wu-chao, Lu Zi-chun, Gorbov I., Manko D. Data recording in digital form on sapphire optical disk. *Optics and Precision Engineering*, 2016. V.24, N.10. P.2456–2461.
154. Petrov V.V. et al. Method of aberration compensation in sapphire optical disks for the long term data storage. *Functional Materials.*, 2014. V.21, N.1. P.105–111.
155. Fu M.L., Hu W.J., Le Z.C., Manko D.Y., Antonov E.E., Kryuchyn A.A., Petrov V.V. Design and Fabrication of Rigid Fresnel Prisms for Complex Treatment of Strabismus in Children, *Acta Photonica Sinica*, 2017. V.46. N.11. P.1123003.
156. Лещенко И.А. О системах и правилах определения остроты зрения. *Вестник оптометрии*. 2009. № 6. С.54–58.
157. Жабоедов Г.Д. Сергієнко М.М. Очні хвороби. – Київ.: Здоров'я, 1999. – 311 с.
158. Choi K., Chung S., Lee K. The Prismatic Effect on Stereoacuity in Intermittent Exotropia. *Yonsei Medical Journal* 2010; **51** (1): 117–120.
159. Jivraj I., Pate V. Treatment of Ocular Motor Palsies. *Curr Treat Options in Neurol* , 2015; **17** (3):1–15.
160. Rowe F.J., Conroy E.J., Bedson E., et al. A pilot randomized controlled trial comparing effectiveness of prism glasses, visual search training and standard care in hemianopia. *Acta Neurologica Scandinavica*, 2017, V.136, N.4. P.310–321.
161. Jung J.H., Peli E. Impact of high power and angle of incidence on prism corrections for visual field loss. *Optical Engineering*, 2014, V.53, N.6. P.061707.
162. Schwarz C., Canovas C., Manzanera S., Weeber H, Prieto P.M., Piers P., Artal P. Binocular visual acuity for the correction of spherical aberration

in polychromatic and monochromatic light. *Journal of Vision*, 2014. V.14, N.2. P.8–18; <https://doi.org/10.1167/14.2.8>.

163. Peli E., Bowers A.R., Keeney K., Jung J.H. High-power prismatic devices for oblique peripheral prisms. *Optometry and vision science*, 2016. V.93, N.5. P.521–533; <https://doi.org/10.1097/OPX.0000000000000820>.

164. Wilcox DT, Chronister CL, Savage MR. Methods for prism placement for hemianopia visual field loss in adults with low vision. *Journal of Visual Impairment and Blindness*, 2016. V.110. P.276–279; <https://doi.org/10.1177/0145482x1611000408>.

165. Peli E, Jung J.H. Multiplexing prisms for field expansion. *Optometry and Vision Science*, 2017; V.94, N.8. P.817–829.; <https://doi.org/10.1097/OPX.0000000000001102>.

166. Jose R.T., Smith A.J. Increasing Peripheral Field Awareness with Fresnel Prisms. *Optical Journal and Review of Optometry*, 1976. V.113, N.12. P.33–37.

167. Дембський Л.К. Сферо-призматическая коррекция зрения, как фактор профилактики конвергентной осевой деформации и гипертензии глаза. URL: <http://www.eyecenter.com.ua/>

168. Шевколенко М.В. Діагностика та планування хірургічного лікування співдружньої ізотропії з малими кутами: автореф. дис. ... канд. мед. наук. Київ, 2011. 21 с.

169. Меллина В.Б. Влияние модифицированных микропризм Френеля на остроту зрения и контрастную чувствительность у детей. *Архив офтальмологии Украины*, 2016. Т.4, №1. С.36–39.

170. Афанасьев В.А. Оптические измерения. – Москва: Недра, 1968. – 255 с.

171. Матвеев А.Н. Оптика. – Москва: Высшая школа, 1985. – 381 с.

172. Petrov V.V., Gorshkov N.V., Antonov A.A., Kriuchin A.A., Tokar A.P., Shanoilo S.M., Grinko D.A., Sergienko T.I., Judin G.J., Antonov E.E., Popovich V.I. US Patent #4'939'716, publ. 03.07.1990.

173. Petrov V.V., Gorshkov N.V., Antonov A.A., Kriuchin A.A., Tokar A.P., Shanoilo S.M., Grinko D.A., Sergienko T.I., Judin G.J., Antonov E.E., Popovich V.I. Optical Information Carrier, Method for Erasing Information therein and Optical Storage Device Realizing this Method. US Patent # 4'864'555, publ. 05.09.1989.

174. Антонов Є.Є. Роздільна здатність та призматична дія мікропризмових елементів Френеля. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2013. Т.15, №2. С.3–16.

175. Вейнберг И. Каталог цветного стекла. – Москва: Машиностроение, 1967. – 62 с. ; <http://nehudlit.ru/books/detail8974.html>

176. Katz M. Visual Acuity through Fresnel, refractive and Hybrid Diffractive / Refractive Prisms. *Optometry*, 2004. Vol.75, N.8. P.503–508.

177. Katz M. Contrast sensitivity through hybrid diffractive, Fresnel, and refractive prisms, *Optometry - Journal of the American Optometric Association*, 2004, V.75, N.8. P.509–516.

178. Wright D., Firth A.Y., Buckley D. Comparison of the visual effects of Fresnel prisms in normal and amblyopic eyes. *Journal of American Association for Pediatric Ophthalmology & Strabismus*, 2008. V.12, N.5. P.482–486.

179. Петров В.В., Антонов Е.Е., Крючин А.А., Шанойло С.М. Оптические характеристики традиционных эластичных и новых жестких микропризм Френеля. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2015. Т.17, № 1. С.3–15.

180. Fu Ming-lei, E.E., Antonov E.E., Hu Wei-jie, Le Zi-chun, Manko D.Y., Kryuchyn A.A., Petrov V.V., Shanoilo S.M. Investigation of optical characteristics of rigid protected and traditional elastic Fresnel microprisms using electronic method for measuring visual acuity. *Optics and Laser Technologies*, 2018. V.107, P.15–23.

181. Риков С.О., Антонов Є.Є., Мелліна В.Б., Алєєва Н.М. Вплив модифікованих мікропризм Френеля на контрастну чутливість органу зору. *Архів офтальмології України*, 2017. Т.4, №1. С.44–49.

182. Fu Ming-lei, Fan Ting-chao, Antonov Eugene, Lu Chun-xiao, Zhang Wen-qi, Manko Dmytro. Experimental Study on Contrast Sensitivity for Fresnel Microprisms. *Acta Photonica Sinica*, 2019, V.48, N.11, pp.18-25.
183. Palik E.D. Handbook of Optical Constants of Solids. Academic Press, San Diego, 1998.
184. Современная офтальмология: руководство. 2-е изд.; под ред. В.Ф.Даниличева. Санкт-Петербург: "Питер", 2009. – 688 с.
185. Антонов Є.Є. Хроматизм і кольорові фільтри для мікропризм Френеля. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2019. Т.21, №1. С.68–82.
186. Fu Minglei, Fan Tingchao, Lu Chunxiao, Zhang Wenqi, Antonov Eugene, Manko Dmytro. Light filters influence on the chromaticity for Fresnel microprisms. *Int. Journal for Light and Electron Optics (OPTIK)*, 2020. V.201, #163484.
187. Allen C.W. Astrophysical Quantities, 3rd.ed. The Athlone Press, University of London, 1973.
188. Излучательные свойства твердых материалов. Справочник под ред. А.Е.Шейндлина. М.: Энергия, 1974, – 472 с.
189. Зайдель А.Н., Островская Г.В., Островский Ю.И. Техника и практика спектроскопии. – Москва: Наука, 1972. – 375 с.
190. <https://www.hamamatsu.com/eu/en/product/type/S9219/index.html>
191. <https://www.vishay.com/docs/81519/bpw21r.pdf>
192. Sun W.S., Tien C.L., Chu P.Y., Hung Z.Y. Optimization design of a stereo-photographic system based on achromatic double-prism arrays. *Applied Optics*, 2018; V.57, N.27. P.8034. <https://doi.org/10.1364/AO.57.008034>.
193. Pan J.W., Li J.S., Wang C.M.. Global solution of achromatic total internal reflection prism in projection system. *Optics Communications*, 2018. V.428. P.144–151; <https://doi.org/10.1016/j.optcom.2018.07.057>.
194. Грейсх Г.И., Безус Е.А., Быков Д.А., Ежов Е.Г., Степанов С.А. Дифракционные элементы в оптических системах современной оптоэлектроники. *Оптический журнал*, 2009. Т.76, №7. С.25–29.

195. Грейсух Г.И., Ежов Е.Г., Казин С.В., Степанов С.А. Расчет фокусирующих дифракционных дублетов-ахроматов. *Компьютерная оптика*, 2010. Т.34, №2. С.87–93.
196. Грейсух Г.И., Ежов Е.Г., Казин С.В., Степанов С.А. Расчет фокусирующих дифракционных дублетов-ахроматов. *Прикладная оптика*, 2010. Т.2. С.249–253.
197. Katyl R.H. Compensating Optical Systems. *Applied Optics*, 1972; V.11. P.1241–1250.
198. Stone T., Gearge N. Hybride Diffractive-Refractive Lenses and Achromats. *Applied Optics*, 1988. V.27. P.2960–2971.
199. Arbabi E., Arbabi A., Kamali S.M., Horie Y., Faraon A. Controlling the Sigh of Chromatic Dispersion in Diffractive Optics with Dielectric Metasurfaces. *Optica*, 2017; V.4. P.625–632.
200. Зорич Н.Д., Лившиц И.Л., Соколова Е.А. Преимущества использования дифракционных оптических элементов в простых оптических изображающих системах. *Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики*, 2015. Т.15, №1. С.6–13.
201. Антонов Є.Є. Дифракційна ґратка для зменшення зони хроматизму мікропризм. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2014. Т.16, № 2. С.14–27.
202. Palmer C.A., Loewen E.G. Diffraction grating handbook. New York: Newport Corporation; 2005.
203. <http://marketkonekt.com/makedonija/pakuvanije-i-pechatenije-pechatearski-materiiaali/pleksiglas-ekstrudirani-lieni-pmma-plochi-evonik-rohm-Degussa/Te9.htm>
204. Fu M.L., Antonov E., Manko D., Petrov V., Le C.W., Bo C.F., Zhang ., Wang S.N. Achromatic Refractive-Diffractive Double-Relief Microprisms. *Optics and Laser in Engineering*, 2020. V.126, # 105903.

ДОДАТОК А

АКТИ ВИКОРИСТАННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДИСЕРТАЦІЇ

"ЗАТВЕРДЖУЮ"

Заступник директора
Інституту проблем реєстрації
інформації НАН України
чл.-кор. НАН України, д.т.н., професор
Крюнин Я.А.

2019 р.



А К Т

про використання результатів дисертації Антонова Євгена Євгеновича
"Методи математичного моделювання мікрорельєфних спеціалізованих
структур для світлоповертання та рефракції світла", представленої на здобуття
наукового ступеню доктора технічних наук, в дослідно-виробничому процесі
Інституту проблем реєстрації інформації (ІПРІ) НАН України

Комісія у складі заступника завідуючого відділу 101 к.т.н. Шанойло С.М., провідного наукового співробітника к.т.н. Косяка І.В., головного конструктора проекту О.К.Войтенка склала цей акт про те, що результати докторської дисертації старшого наукового співробітника к.ф.-м.н. Антонова Є.Є. "Методи математичного моделювання мікрорельєфних спеціалізованих структур для світлоповертання та рефракції світла" використовуються при виконанні прикладних розробок та виготовленні в дослідному виробництві ІПРІ НАН України ряду спеціалізованих пристроїв перетворення світлових потоків, зокрема:

- при розробці круглих світлоповертальних вставок кругових мікропризмових бордюрних катафотів, які виготовлено та встановлено на ряді напружених ділянок автошляхів дорожнього господарства м. Києва;
- при розробці світлоповертальних вставок симетричних мікропризмових світлоповертачів бокових відбійних смуг та асиметричних розмічальних дорожніх вставок, які виготовлено та встановлено на мосту ім. Є.О.Патона в м. Києві;
- при розробці мікропризмових елементів та мікропризмових компенсаторів косоокості різних номіналів призматичної дії, які використовуються при виготовленні лікувальних рефракційних окулярів з мікропризмами, діагностичних наборів КК-42 та лінійок діагностичних мікропризм ДНСК-1.

Голова комісії

Члени комісії:

С.М.Шанойло

І.В.Косяк

О.К.Войтенко



Україна, 01014, м. Київ, вул. Командарма Каменева, 6, тел. : (044)285-03-36, факс (044) 284-75-20, e-mail: avtodor@kiyavtodor.net.ua, www.kiyavtodor.net.ua

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Заступник

генерального директора

КК «Київавтодор»

В. ОСИПОВ

2019 р.

А К Т

використання результатів дисертації старшого наукового співробітника Інституту проблем реєстрації інформації НАН України к.ф.-м.н. Антонова Євгена Євгеновича "Методи математичного моделювання мікрорельєфних спеціалізованих структур для світлоповертання та рефракції світла", представленої на здобуття наукового ступеню доктора технічних наук

Інститутом проблем реєстрації інформації (ІПРІ) НАН України з ініціативи та за підтримкою і безпосередньою участю комунальної корпорації КК "Київавтодор" здійснена розробка нового для України і вкрай необхідного засобу підвищення безпеки руху – кругового бордюрного світлоповертача. Розроблений пристрій має високі технічні і експлуатаційні характеристики, які підтверджено дослідною експлуатацією пристрою на автомагістралях м. Києва протягом близько 2-х років. При розробці світлоповертача використана низка положень, які містяться в докторській дисертації старшого наукового співробітника ІПРІ НАН України к.ф.-м.н. Антонова Євгена Євгеновича, про що свідчить спільний з КК "Київавтодор" науково-технічний звіт з роботи.

Цим актом підтверджуємо використання ряду результатів докторської дисертації Є.Є.Антонова в спільних розробках КК "Київавтодор" та ІПРІ НАН України, зокрема:

- при розробці конструкції та дослідженнях оптичних характеристик мікрорельєфних кругових бордюрних світлоповертачів типу ВРД-6, які забезпечують світлоповертання в діапазоні 360 град. і призначені для позначення габаритів кільцевих пересічень доріг, заокруглень, острівців безпеки;

- при проведенні спільних заходів з сертифікації та внесення до існуючого ДСТУ 4036-2001 "Безпека дорожнього руху. Вставки розмічальні дорожні. Загальні технічні вимоги." нового виду зазначених вставок розмічальних дорожніх ВРД-6.

Акт не є підставою для будь-яких фінансових зобов'язань корпорації.

Начальник відділу утримання

Головний спеціаліст відділу утримання

О. ПАВЛОВСЬКИЙ

М. ЦМОКНО



«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Перший проректор

Національної медичної

академії післядипломної освіти

імені П. Л. Шупика

член-кор. НАМН України,

професор Вдовиченко Ю. П.

«__» _____ 2019р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Пропозиція для впровадження:** Методи математичного моделювання мікрорельєфних спеціалізованих структур для світлоповертання та рефракції світла. Діагностична лінійка симетричних мікропризмових компенсаторів косоокості.

2. **Установа – розробник, автор:** Національна медична академія післядипломної освіти імені П. Л. Шупика (вул. Дорогожицька, 9, м. Київ, 04112), кафедра офтальмології, Риков Сергій Олександрович та Інститут проблем реєстрації інформації (ІПРІ) НАН України, Антонов Євген Євгенович.

3. **Джерело інформації:** Патент на корисну модель № 76872 України. Діагностична лінійка симетричних мікропризмових компенсаторів косоокості. / В. В. Петров, С. О. Риков, Є. Є. Антонов та співавтори. // Бюл. № 2, 25.01.2013 р.

4. **Базова установа, яка проводить впровадження:** кафедра офтальмології Національної медичної академії післядипломної освіти імені П. Л. Шупика.

5. **Форми впровадження:** матеріали використовуються в навчальному процесі кафедри – лекційному курсі та при проведенні семінарських і практичних занять на циклах тематичного удосконалення, спеціалізації, інтернатури, в лікувально-діагностичній та науковій роботі кафедри.

6. **Термін впровадження:** січень-грудень 2019 року.

7. **Зауваження та пропозиції:** впровадження дозволить підвищити ефективність діагностики аномалій рефракції та порушень акомодатії; визначити ризики прогресування короткозорості та розвитку косоокості; розробити засоби профілактики та визначити оптимальний метод лікування співдружжю косоокості; визначити ефективність проведення застосування мікропризм Френеля для діагностики та лікування косоокості; деталізувати методи математичного моделювання мікрорельєфних спеціалізованих структур під час викладання теми «Методи дослідження в офтальмології».

8. **Протокол засідання кафедри №12 від 19 грудня 2019 року.**

Завідувач кафедри офтальмології
д.мед.н., професор

С. О. Риков

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Перший проректор
Національної медичної
академії післядипломної освіти
імені П. Л. Шупика
член-кор. НАМН України,
професор Вдовиченко Ю. П.



«__» _____ 2019р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. **Пропозиція для впровадження:** Методи математичного моделювання мікрорельєфних спеціалізованих структур для світлоповертання та рефракції світла. Мікропризмона лінза комбінованої дії.

2. **Установа – розробник, автор:** Національна медична академія післядипломної освіти імені П. Л. Шупика (вул. Дорогожицька, 9, м. Київ, 04112), кафедра офтальмології, Риков Сергій Олександрович та Інститут проблем реєстрації інформації (ІПРІ) НАН України, Антонов Євген Євгенович.

3. **Джерело інформації:** Патент на корисну модель № 46750 України. Мікропризмона лінза комбінованої дії. / В. В. Петров, С. О. Риков, Є. Є. Антонов та співавтори. // Бюл. № 1, 11.01.2010 р.

4. **Базова установа, яка проводить впровадження:** кафедра офтальмології Національної медичної академії післядипломної освіти імені П. Л. Шупика.

5. **Форми впровадження:** матеріали використовуються в навчальному процесі кафедри – лекційному курсі та при проведенні семінарських і практичних занять на циклах тематичного удосконалення, спеціалізації, інтернатури, в лікувально-діагностичній та науковій роботі кафедри.

6. **Термін впровадження:** січень-грудень 2019 року.

7. **Зауваження та пропозиції:** впровадження дозволить підвищити ефективність діагностики аномалій рефракції та порушень акомодативної функції; визначити ризики прогресування короткозорості та розвитку косоокості; розробити засоби профілактики та визначити оптимальний метод лікування співдружної косоокості; визначити ефективність проведення застосування мікропрізм Френеля для діагностики та лікування косоокості; деталізувати методи математичного моделювання мікрорельєфних спеціалізованих структур під час викладання теми «Методи дослідження в офтальмології».

8. **Протокол засідання кафедри №12 від 19 грудня 2019 року.**

Завідувач кафедри офтальмології
д.мед.н., професор

С. О. Риков

ДОДАТОК Б

ПЕРЕЛІК ОСНОВНИХ НАУКОВИХ ПУБЛІКАЦІЙ ЗА МАТЕРІАЛАМИ ДИСЕРТАЦІЇ ТА ВІДОМОСТІ ПРО АПРОБАЦІЮ РЕЗУЛЬТАТІВ

Безпосередньо за тематикою дисертаційної роботи опубліковано 62 наукові роботи, а саме:

- монографії (2):

1. Петров В.В., Антонов Е.Е., Крючин А.А., Шанойло С.М. Микропризмы в офтальмологии. – Киев, "Наукова думка", 2019. – 224 с., ISBN 978-9660-00-1639-2. *(Автором виконано моделювання мікропризмових структур та підготовлено одноосібні розділи 5–8 монографії).*
2. Antonov E.E., Kryuchyn A.A., Mingley Fu, Petrov V.V., Shahoilo S.M., Zichun Le. Microprisms: Optical Parameters and Monitoring. – Kyiv, Aradempiriodika, 2015. – 146 с., ISBN 978-966-360-284-4. *(Автором проведено моделювання та розрахунок оптичних параметрів мікропризмових структур для рефракції променів та світлоповертання.)*

- статті в наукових фахових журналах України (15):

3. Антонов Є.Є. Хроматизм і кольорові фільтри для мікропризм Френеля. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2019. Т.21, № 1. С.68–82. *(Одноосібна робота).*
4. Петров В.В., Антонов Є.Є., Крючин А.А., Шанойло С.М. Розробка та впровадження високоефективних кругових світлоповертальних елементів для автомагістралей та транспортних мереж м. Києва. *Наука і інновації*, 2018. Т.14, № 5. С.63–67. *(Автором розраховані параметри світлоповертання мікропризмових пристроїв).*
5. Антонов Є.Є., Шиховець О.В. Дифракційний контроль мікрорельєфу оптичних дисків. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2016. Т.18, № 3. С.39–53. *(Автором розраховано дифракційні характеристики мікрорельєфу).*
6. Петров В.В., Антонов Е.Е., Крючин А.А., Шанойло С.М. Оптические характеристики традиционных эластичных и новых жестких микропризм Френеля. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2015. Т.17, № 1. С.3–15. *(Автором досліджено характеристики мікропризм різних виробників).*
7. Антонов Є.Є. Дифракційна ґратка для зменшення зони хроматизму мікропризм. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2014. Т.16, № 2. С.14–27. *(Одноосібна робота).*
8. Антонов Є.Є., Панкратова А.В., Шиховець О.В. Оптичні властивості серії гальванічних матриць мікрорельєфних світлоповертальних структур. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2013. Т.15, № 4. С.41–50. *(Автору належить ідея створення серії матриць, визначено параметри матриць).*

9. Антонов Є.Є. Роздільна здатність та призматична дія мікропризмових елементів Френеля. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2013. Т.15, №2. С.7–16. (Одноосібна робота).

10. Петров В.В., Антонов Є.Є., Крючин А.А., Токалін О.О., Шанойло С.М. Оптичні властивості здвоєних мікропризмових елементів. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2012. Т.14, № 4. С.7–17. (Автором розраховано рефракційні характеристики симетричного мікрорельєфу).

11. Антонов Є.Є. Алгоритм розрахунку параметрів кільцевих фокусуючих мікропризмових структур. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2012. Т.14, №2. С.38–47. (Одноосібна робота).

12. Петров В.В., Антонов Є.Є., Шанойло С.М., Лапчук А.С. Шляхи поліпшення оптичних характеристик мікропризмових структур. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2010, Т.12, №2. С.25–33. (Автором проведено моделювання параметрів світлоповертальних структур).

13. Петров В.В., Антонов Є.Є., Шанойло С.М. Хроматизм світла, дифракція та гострота зору в мікропризмових лінзах Френеля. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2010. Т.12, №1, С.49–54. (Автором виконано розрахунок рефракційних та дифракційних характеристик мікропризм.)

14. Петров В.В., Сергиенко Н.М., Рыков С.А., Антонов Є.Є., Шанойло С.М., Шевколенко М.В. Технология изготовления и методика применения в офтальмологии микропризменных элементов Френеля. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2008. Т.10, № 3. С.5–17. (Автором розроблено модель мікропризм та розраховано параметри пристроїв).

15. Антонов Е.Е., Шанойло С.М., Шиховец А.В., Минг Чжан, Кай Лю. Оптические характеристики световозвращающих элементов. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2008, Т.10, № 2. С.13–22. (Автором розраховано параметри світлоповертання мікропризмових пристроїв).

16. Петров В.В., Крючин А.А., Шанойло С.М., Антонов Є.Є., Гранат О.І., Зенін В.М. Світлоповертання: проблеми та досягнення. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2008. Т.10, № 1. С.3–15. (Автором виконано розрахунок параметрів світлоповертання пристроїв).

17. Петров В.В., Шанойло С.М., Крючин А.А., Антонов Е.Е., Кравец В.Г. Моделирование свойств асимметричных световозвращающих элементов. *Реєстрація, зберігання і обробка даних*, 2007. Т.9. № 2, С.17–25. (Автором розраховано оптичні параметри асиметричних світлоповертальних пристроїв).

- статті в закордонних фахових виданнях, які реферуються базою "Scopus"(5), в тому числі:

- першого квартиля (Q1) (2):

18. Fu M.L., Antonov E., Manko D., Petrov V., Le C.W., Bo C.F., Zhang W., Wang S.N. Achromatic Refractive-Diffractive Double-Relief Microprisms. *Optics and Laser in Engineering*, 2020. V.126, # 105903.

DOI: 10.1016/j.optlaseng.2019.105903. (Received 3 June 2019, Revised 2 October 2019, Accepted 13 October 2019, Available online 21 October 2019.) (*Автором виконана розробка геометричної моделі та розрахунок оптимальних параметрів ахроматичних структур*).

19. Fu Ming-lei, Antonov E.E., Hu Wei-jie, Le Zi-chun, Manko D.Y., Kryuchyn A.A., Petrov V.V., Shanoilo S.M. Investigation of optical characteristics of rigid protected and traditional elastic Fresnel microprisms using electronic method for measuring visual acuity. *Optics and Laser Technologies*, 2018. V.107, P.15–23. **DOI:** 10.1016/j.optlastec.2018.05.011 (*Автором розроблено метод моделювання, створено стенд та проведено дослідження параметрів мікропризм*).

- другого квартиля (Q2) (1):

20. Fu Minglei, Fan Tingchao, Lu Chunxiao, Zhang Wenqi, Antonov Eugene, Manko Dmytro. Light filters influence on the chromaticity for Fresnel microprisms. *Int. Journal for Light and Electron Optics (OPTIK)*, 2020. V.201, #163484. **DOI:** 10.1016/j.ijleo.2019.163484. (Received 24 June 2019, Accepted 26 September 2019, Available online 26 September 2019.) (*Автором розроблено модель розрахунків та моделювання впливу фільтрів на зону хроматизму мікропризм*).

- четвертого квартиля (Q4) (1):

21. Fu Ming-lei, Antonov E.E., Hu Wei-jie, Le Zi-chun, Manko D.Y., Kryuchyn A.A., Petrov V.V. Design and Fabrication of Rigid Fresnel Prisms for Complex Treatment of Children Strabismus. *Acta Photonica Sinica*, 2017. V.46, N.11. #1123003. **DOI:** 10.3788/gzxb20174611.1123003. (*Автором розроблено модель та визначено технологічні параметри для виготовлення мікропризм*).

- реферується базою "Scopus"(1):

22. Petrov V., Kryuchyn A., Antonov E., Lapchuk A., Shanoylo S. Optical Phenomena in Microprism Diagnostic Set KK-42. *Proc. of SPIE*, 2011. V.8011, 80119A. **DOI:** 10.1117/12.900751. (*Автором визначено рефракційні та дифракційні характеристики рельєфу мікропризмових компенсаторів з діагностичного набору KK-42*).

- статті в інших наукових журналах України:

23. Риков С.О., Антонов Є.Є., Мелліна В.Б., Алєєва Н.М. Вплив модифікованих мікропризм Френеля на контрастну чутливість органу зору. *Архів офтальмології*, 2017. Т.5, № 1(7). С.44–50. (*Автором створено модель досліджень, визначено вплив мікропризм на контрастну чутливість*).

24. Петров В.В., Антонов Е.Е., Шанойло С.М. Микропризмный диагностический набор КК-42 – решение одной из проблем офтальмологии. *Журнал ОКО*, 2008, № 1. С.18–21. *(Автором створено моделі мікропризм та визначено оптимальні характеристики рельєфу).*

- патенти України на винаходи (2):

25. Петров В.В., Коростельов О.П., Смішко Г.П., Бріцький О.І., Шанойло С.М., Антонов Є.Є., Крючин А.А., Косяк І.М., Христин В.М. Спосіб виготовлення оптичного дифузора. Патент України № 120022, Бюл. № 17 від 10.09.2019 р. *(Автором проведені експерименти з моделювання структури дифузору).*

26. Петров В.В., Антонов Є.Є., Крючин А.А., Шанойло С.М. Світлоповертальний елемент для дорожніх катафотів. Патент України, № 86995, Бюл. № 11, 10.06.2009 р. *(Автором розраховано параметри світлоповертання мікропризмових пристроїв з нахиленою поверхнею).*

- патенти України на корисні моделі (9):

27. Петров В.В., Бріцький О.І., Шанойло С.М., Антонов Є.Є., Крючин А.А., Косяк І.В., Заворотний А.А., Білобров М.М., Лисянський М.М., Бараненкова В.П. Спосіб виготовлення оптичного дифузора. Патент України № 119707, Бюл. № 14 від 25.07.2019 р. *(Автором проведені експерименти з моделювання структури дифузору).*

28. Петров В.В., Алєєва Н.М., Антонов Є.Є., Бутенко Л.В., Крючин А.А., Риков С.О., Сенякіна А.С., Шанойло С.М., Шевколенко М.В. Спосіб виготовлення скелець Баголіні. Патент України № 133832, Бюл. № 8 від 25.04.2019 р. *(Автором виконано моделювання параметрів стекол Баголіні).*

29. Петров В.В., Густелєв О.О., Осипов В.О., Шанойло С.М., Антонов Є.Є., Крючин А.А., Бараненкова В.П., Заболотний В.О., Зенін В.М. Мікропризмний бордюрий світлоповертач. Патент України № 38690, Бюл. № 4 від 25.02.2019 р. *(Автором виконано моделювання структури та дослідження параметрів світлоповертання пристрою).*

30. Петров В.В., Коростельов О.П., Смішко Г.П., Бріцький О.І., Шанойло С.М., Антонов Є.Є., Крючин А.А., Косяк І.М., Христин В.М. Спосіб виготовлення оптичного дифузора. Патент України № 132420, Бюл. № 4 від 25.02.2019 р. *(Автором виконані експерименти з моделювання структури дифузору).*

31. Петров В.В., Бріцький О.І., Шанойло С.М., Антонов Є.Є., Крючин А.А., Косяк І.В., Заворотний А.О., Білобров М.М., Лисянський М.М., Бараненкова В.П. Спосіб виготовлення оптичного дифузора. Патент України №123591, Бюл. № 4, 26.02.2018 р. *(Автором виконано моделювання та дослідження структури дифузору).*

32. Петров В.В., Крючин А.А., Риков С.О., Сергієнко М.М., Антонов Є.Є., Коробов К.В., Шанойло С.М., Шевколенко М.В. Діагностична лінійка симетричних мікропризмових компенсаторів косоокості. Патент України № 76872, Бюл. № 2, 25.01.2013 р. *(Автором розраховано параметри та розроблено конструкції симетричних діагностичних пристроїв).*

33. Петров В.В., Крючин А.А., Риков С.О., Сергієнко М.М., Антонов Є.Є., Шанойло С.М., Шевколенко М.В. Діагностична лінійка мікропризмових компенсаторів косоокості Патент України № 66105, Бюл. № 24, 26.12.2011 р. *(Автором розраховано параметри пристроїв).*

34. Петров В.В., Крючин А.А., Риков С.О., Сергієнко М.М., Антонов Є.Є., Мелліна В.Б., Шанойло С.М., Шевколенко М.В. Мікропризмове лінза комбінованої дії. Патент України № 46750, Бюл. № 1, 11.01.2010 р. *(Автором виконано розрахунок параметрів та розробку конструкції пристрою).*

35. Петров В.В., Сергієнко М.М., Риков С.О., Шанойло С.М., Шевколенко М.В., Крючин А.А., Антонов Є.Є. Пристрій для діагностики косоокості. Патент України № 25549, Бюл. № 12, 10.08.2007. *(Автором виконано розрахунок параметрів та розробку конструкції пристрою).*

- матеріали науково-технічних конференцій (27):

36. Антонов Є.Є. Моделювання хроматизму для мікропризм. Тези наукової конференції ІПРІ НАН України, 2019, с.15. *(Одноосібна робота).*

37. Петров В.В., Антонов Є.Є., Крючин А.А., Шанойло С.М. Мікропризмові скельця Баголіні для офтальмології. Тези Межд. конф. 2-й Укр. Рефракційний пленер - 2018, 18.10.2018 р. *(Автором виконано моделювання впливу стекол Баголіні на контраст зображень).*

38. Петров В.В., Антонов Е.Е., Бутенко Л.В., Крючин А.А., Шанойло С.М. Високі оптичні технології діагностики та лікування косоокості. Межд. конф. по детской офтальмологии, Одесса, 23-24 мая 2018 г. *(Автором розроблено конструкцію пристроїв для діагностики).*

39. Антонов Є.Є. Вплив кольорових світлофільтрів на хроматизм та контрастність зображень. Тези наукової конференції ІПРІ НАН України, 2018, с.11–13. *(Одноосібна робота).*

40. Петров В.В., Антонов Е.Е., Бутенко Л.В., Крючин А.А., Шанойло С.М. Десятирічний досвід діагностики та лікування косоокості модифікованими мікропризмами Френеля. Тези Межд. конф. 1-й Укр. Рефракційний пленер-2017, 20.10.2017 р. *(Автором проведено моделювання оптичних параметрів мікропризмових пристроїв).*

41. Антонов Є.Є. Вплив модифікованих мікропризм Френеля на контрастну чутливість органу зору. Тези наукової конференції ІПРІ НАН України, 2017, с.20. *(Одноосібна робота).*

42. Антонов Е.Е. Особенности дифракционного контроля микрорельефа оптических дисков. Тези наукової конференції ІПРІ НАН України, 2016, с.18. *(Одноосібна робота)*.

43. Петров В.В., Антонов Є.Є., Крючин А.А., Шанойло С.М. Шляхи зменшення хроматизму мікропризм Френеля. Тези VI науково-практичної конф. "Медична реабілітація дітей з аномаліями рефракції", Львів, 19-20 червня 2015 р. *(Автором розраховано характеристики мікропризм)*.

44. Антонов Є.Є. Гострота зору та роздільна здатність традиційних та нових жорстких мікропризм Френеля. Тези наук. конф. ІПРІ НАН України, 2015, с.18. *(Одноосібна робота)*.

45. Petrov V.V., Antonov E.E., Kryuchyn A.A., Shanoilo S.M., Butenko L.V. 3D Training Apparatus and Binocular Vision Problem. 8th Int. Conf. WCIS-2014, Tashkent, Uzbekistan, 25-27 Nov.2014. *(Автором визначено оптичні параметри мікропризмових пристроїв)*.

46. Петров В.В., Антонов Е.Е., Крючин А.А., Лапчук А.С., Шанойло С.М.. Ахроматическая микропризма для диагностики косоглазия. Тезисы XII Межд. конф. "Федоровские чтения -2014", Москва, 19-20 июня 2014 г. *(Автором розроблено модель пристрою та розраховано його параметри)*.

47. Антонов Є.Є. Дифракційна ґратка для зменшення зони хроматизму мікропризм. Тези наук. конф. ІПРІ НАН України, 2014, с.17-18. *(Одноосібна робота)*.

48. Петров В.В., Антонов Є.Є., Крючин А.А., Бутенко Л.В., Шанойло С.М. Мікропризмові пристрої для діагностики та корекції зору компенсаторними методами. Тези науково-практичної конф. "Новітня офтальмохірургія та сучасні можливості діагностики та лікування очної патології", Київ, 20-21 лист. 2013 р., С.255–256. *(Автором створено модель та розраховано параметри пристроїв)*.

49. Петров В.В., Антонов Е.Е., Крючин А.А.. Шанойло С.М. Микропризменные симметричные линейки для диагностики косоглазия. Тезисы XI Всероссийской конференции "Федоровские чтения-2013", Москва, 21-22 июня 2013 г. *(Автором створено модель для розрахунку та виконано розробку конструкції пристрою)*.

50. Петров В.В., Антонов Е.Е., Шанойло С.М. Микропризменное устройство для точного измерения угла косоглазия. Тезисы конференции "Филатовские чтения-2013", Одесса, 23-24 мая 2013 г. *(Автором виконано розрахунок параметрів та розробку конструкції пристрою)*.

51. Петров В.В., Антонов Є.Є., Шанойло С.М., Бойчук І.М., Шевколенко М.В., Коробов К.В. Діагностичні лінійки мікропризмових симетричних компенсаторів косоокості. Тези доповідей 5 Міжн. конф. з дитячої офтальмології, Севастополь, 03-05 жовтня 2012 р. *(Автором виконано розрахунок рефракційних характеристик мікропризмових структур)*.

52. Петров В.В., Антонов Е.Е., Шанойло С.М. Высокоточные микропризменные линейки для диагностики косоглазия. Тезисы XI Всероссийской конференции "Федоровские чтения-2012", Москва, 20-22 июня 2012 г. *(Автором виконано розрахунок параметрів та розробку моделі пристрою).*

53. Petrov V.V., Antonov E.E., Shanoilo S.M. Microprism Bar for Improving the Efficiency and Reliability of Strabismus Diagnostics. Тезисы 16 Афро-Азиатского Конгресса по Офтальмологии, Turkey, Istanbul, 13-16 June 2012. *(Автором розраховано параметри та розроблено конструкцію пристрою).*

54. Петров В.В., Антонов Е.Е., Крючин А.А., Шанойло С.М. Применение высоких технологий информатики для создания новых средств медицинской техники в офтальмологии. Труды конф. по информ. технологиям, Ташкент, 3-10 сент. 2011 г. *(Автором розроблено модель нових мікропризмових пристроїв для діагностики).*

55. Петров В.В., Антонов Е.Е., Крючин А.А., Шанойло С.М., Бутенко Л.В. Жесткие микропризмы Френеля для диагностики и лечения косоглазия. Тезисы IX Всероссийской конференции "Федоровские чтения-2011", Москва, 22-24 июня 2011 г. *(Автором виконано розрахунок параметрів та розробку конструкції пристрою).*

56. Петров В.В., Антонов Е.Е., Шанойло С.М. Микропризменные технологии в офтальмологии. Труды Межд. конф. "Наука, техника, инновационные технологии в эпоху Великого. Возрождения", Ашгабат, 10-12 июня 2011 г. *(Автором розраховано параметри пристроїв).*

57. Антонов Є.Є. Оптичні характеристики симетричних світлоповертачів з довільним нахилом осі. Тези наукової конференції ІПРІ НАН України, 2011, с.18. *(Одноосібна робота).*

58. Петров В.В., Крючин А.А., Рыков С.А., Сергиенко Н.М., Антонов Є.Є., Шанойло С.М., Шевколенко М.В., Бутенко Л.В. О консервативном лечении косоглазия комбинированными жесткими линзами Френеля. Тезисы IX Съезда офтальмологов России, 16-18 июня 2010 г. *(Автором виконано розрахунок параметрів мікропризмових пристроїв).*

59. Антонов Є.Є. Гострота зору та хроматизм світла в мікропризмових елементах для офтальмології. Тези наукової конференції ІПРІ НАН України, 2010, с.8. *(Одноосібна робота).*

60. Петров В.В., Крючин А.А., Шанойло С.М., Антонов Е.Е., Брицкий А.И., Зенин В.Н. Микропризменные технологии в офтальмологии. Тезисы IV научно-практической Конференции детских офтальмологов Украины, Киев, 01-02 октября 2009 г. *(Автором визначено необхідні оптичні параметри мікропризм).*

61. Петров В.В., Антонов Е.Е., Крючин А.А., Шанойло С.М. О разработках микропризменных структур для офтальмологии Института проблем регистрации информации НАН Украины. Тезисы VIII Всероссийской конференции "Федоровские чтения-2009", Москва, 2009. *(Автором визначено параметри та розроблено конструкції пристроїв).*

62. Антонов Е.Е. Моделирование и диагностика оптических характеристик микропризмных элементов. Тезисы научной конференции ИПРИ НАН Украины, 2008, с.16. *(Одноосібна робота)*.

Всього за тематикою дисертації:

Безпосередньо за тематикою дисертаційної роботи опубліковано 62 наукові роботи.

Основні наукові результати висвітлено в 24 наукових публікаціях, з яких 2 монографії; 15 статей в наукових фахових журналах України; 5 наукових статей у закордонних виданнях, проіндексованих у базі даних "Scopus", з яких 2 статті в журналах 1-го квартиля (Q1), 1 стаття 2-го квартиля (Q2) та 1 стаття 4-го квартиля (Q4); 2 патенти України на винаходи.

Результати роботи також відображено в 2 статтях в інших наукових журналах, в 27 публікаціях матеріалів науково-технічних конференцій, в тому числі міжнародних конференцій – 18, та в отриманих 9 патентах України на корисні моделі.